

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DE LA
MAÎTRISE EN GÉNIE MÉCANIQUE
M.Ing.

PAR
GRIFO, Dino

ÉTUDE ET VALIDATION D'UNE CHAÎNE DE TRAITEMENTS NUMÉRIQUES SUR
SPÉCIMENS CADAVÉRIQUES

MONTRÉAL, LE 1 SEPTEMBRE 2009

© Dino Grifo, 2009

Je dédie ce travail à ma femme, Mélanie, et mes enfants, Élie, Angelina et Ofélia.

Nemo vir est qui mundum non reddat meliorem

PRÉSENTATION DU JURY
CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ
PAR UN JURY COMPOSÉ DE

Mme. Sylvie Doré, directrice de mémoire
Doyenne des études à l'École de technologie supérieure

M. Jean-François Châtelain, co-directeur de mémoire.
Département de génie mécanique à l'école de technologie supérieure

M. Yves Goussard, professeur.
Département de génie électrique de l'école polytechnique de Montréal

Mme. Sophie Lerouge, professeure.
Département de génie mécanique à l'école de technologie supérieure

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 15 AVRIL 2009

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

J'aimerais remercier ma directrice de maîtrise, Sylvie Doré, qui m'a grandement aidé à bien définir le sujet de mon travail. Son aide technique a été essentielle pour définir le cadre et les limites de cette recherche qui aurait pu être sans fin. Plus qu'une directrice, elle fut un exemple de rigueur et d'accomplissements.

Je remercie Jean-François Châtelain, co-directeur de maîtrise, pour avoir eu confiance en mes capacités d'accomplir ce travail.

Je tiens à remercier mon partenaire principal, Benoît Galarneau, sans qui ces nombreuses matinées à la salle d'autopsie n'auraient pas été aussi plaisantes. Merci.

Je remercie Jean-François Laliberté, un grand ami, qui, par ses remarques et ses corrections, m'a permis d'améliorer la qualité du contenu.

De plus, j'aimerais remercier Lyne Michaud, préposée aux études supérieures de l'ÉTS, qui a montré à mon égard beaucoup de patience lors de la correction de la mise en forme de mon texte.

Enfin, je remercie mes parents, et surtout ma femme Mélanie, pour, entre autres, leur support moral constant tout au long de la réalisation de ma maîtrise, et surtout, de mes nombreux projets.

ÉTUDE ET VALIDATION D'UNE CHAÎNE DE TRAITEMENTS NUMÉRIQUES SUR SPÉCIMENS CADAVÉRIQUES

GRIFO, Dino

RÉSUMÉ

Une équipe de recherche est actuellement au travail afin d'élaborer un procédé de fabrication semi automatisé d'une prothèse personnalisée. Appliqué au genou, cette alternative propose une prothèse qui épouse les condyles fémoraux au lieu de les remplacer. Jumelée à des techniques modernes d'imagerie et de fabrication, cette méthode propose une variante moins invasive et, possiblement, d'une durée de vie accrue par rapport à la prothèse totale conventionnelle. L'équipe de recherche est une collaboration entre le Laboratoire d'imagerie et d'orthopédie de l'École de technologie supérieure (LIO), l'École Polytechnique de Montréal et l'Hôpital Notre-Dame.

Le but de ce travail est de développer une méthode permettant d'évaluer la qualité de la chaîne de traitements numériques sur la reproduction de genoux cadavériques et de procéder à cette évaluation. L'équipe cherche ainsi à évaluer si la surface reproduite aura au maximum une divergence de 1 mm par rapport aux condyles cadavériques, distance jugée adéquate pour assurer la longévité de la prothèse contrainte à des efforts en fatigue. Pour nous permettre d'évaluer la qualité de la chaîne de traitements numériques, nous avons superposé la surface des condyles recréés par krigeage et les points obtenus de la même surface sur les spécimens cadavériques, à l'aide d'une machine à mesurer les coordonnées tridimensionnelles à palpeur laser. Les surfaces ont été superposées dans le logiciel CATIA V5 en utilisant la méthode des moindres carrés. Nous avons pu démontrer que la position idéale était celle où le genou du patient formait un angle de 30 degrés par rapport au portail du tomодensitomètre. Pour cet angle, plus de 97% des surfaces se retrouvent à moins de 1 mm l'une de l'autre.

Avec de tels résultats, nous concluons qu'il serait intéressant de poursuivre les études avec une méthode d'évaluation destructive. Cette méthode vise à fabriquer une prothèse personnalisée, de l'apposer sur les condyles du spécimen cadavérique, de couper transversalement les deux surfaces et d'évaluer la distance.

Mots-clés : évaluation, prothèse, genou, validation, qualité

STUDY AND VALIDATION OF A NUMERICAL DATA PROCESS SEQUENCE ON CADAVERIC SPECIMENS

GRIFO, Dino

ABSTRACT

A research team is currently working on a semi automated fabrication process to create personalized prosthesis's. Applied to the knee, this alternative proposes a prosthesis that marries the femoral condyles instead of replacing them. Combined with modern techniques of imaging and manufacturing, this method offers a less invasive alternative and possibly a longer life compared to the conventional total knee prosthesis. The research team is working in collaboration with the imaging and orthopedics Laboratory at the École de technologie supérieure, the École Polytechnique de Montréal and Hôpital Notre-Dame.

The goal of this work is to develop a method to evaluate the quality of the numerical data processing sequence on the reproduction of cadaveric knees and carry out the evaluation. The team seeks to evaluate if the reproduced surface will have a maximum divergence of 1 mm compared to the cadaveric condyles. This distance is judged adequate to ensure the longevity of the prosthesis in vivo. To allow us to evaluate the quality of the numerical data processing sequence, we superimposed the surface of the condyles recreated by kriging and the points obtained directly from the condyles's surface of the cadaveric specimens. For this, we used a three-dimensional coordinate-measuring machine equipped with laser probe. Surfaces were superimposed using the CATIA V5 software and then using its integrated least square method for surface distance analysis. We showed that the ideal position to scan a knee was when it formed an angle of 30 degrees in regards to the gantry of the X-ray tomodensitometer. For this angle, more than 97% of the surfaces were found to have less than 1 mm of divergence from one to the other.

With such results, we concluded that it would be interesting to continue the studies using a more destructive method of evaluation. For this method, we would create a personalized prosthesis, affix it on the condyles of the cadaveric specimen, cut two surfaces transversely and evaluate the distance between them.

Mots-clés : evaluation, prosthesis, knee, validation, quality

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 HISTORIQUE	3
CHAPITRE 2 MISE AU POINT D'UN PROCÉDÉ SEMI-AUTOMATIQUE DE FABRICATION DE PROTHÈSES PERSONNALISÉES	7
2.1 Création d'un modèle numérique	9
2.1.1 Imagerie médicale.....	9
2.1.2 Restauration et segmentation de l'image	10
2.1.3 Le modèle mathématique du genou.	11
2.2 Évaluation de la qualité.....	11
CHAPITRE 3 REVUE DE LA LITTÉRATURE	14
3.1 Qualité du modèle	14
3.1.1 Fantôme	15
3.1.2 Objet de forme inconnue	20
3.2 Évaluation de surfaces gauches	29
CHAPITRE 4 MÉTHODOLOGIE	32
4.1 Acquisition et traitement d'images.....	32
4.1.1 Effet de l'état de l'articulation sur la reconstruction de l'image.....	32
4.1.2 Le filtre de reconstruction de l'image	33
4.1.3 L'orientation de l'articulation	34
4.2 Gabarit de positionnement	37
4.2.1 Description du gabarit	37
4.3 Table d'orientation	41
4.3.1 Ajustement de la table de positionnement	42
4.4 Acquisition de genoux cadavériques	43
4.5 Méthodes de comparaison.....	45
4.5.1 Méthode 1 : approche surfacique	46
4.5.2 Méthode 2 : approche par contours.....	50
4.6 Validation des méthodes	51
4.6.1 Reproduction d'un genou en acrylique	52
4.7 Fantôme pour évaluation du procédé de fabrication par prototypage rapide	54
CHAPITRE 5 EXPÉRIMENTATION	55

5.1	Préparation des spécimens cadavériques.....	55
5.1.1	Préparation du premier état des spécimens.....	55
5.1.2	Préparation du deuxième état des spécimens pour deux spécimens	58
5.1.3	Préparation du troisième état des spécimens	59
5.2	Prise d'images des spécimens cadavériques	65
5.3	Acquisition de points sur la surface des condyles par MMT.....	68
5.3.1	Acquisition des points	68
5.3.2	Préparation des nuages de points pour l'évaluation	68
CHAPITRE 6	RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX ET ANALYSE.....	72
6.1	Validation	72
6.1.1	Résultats.....	72
6.1.2	Analyse des résultats obtenus avec des fantômes.....	74
6.2	Spécimens cadavériques	80
6.2.1	Analyse des résultats pour les spécimens cadavériques.	83
6.2.2	Spécimen 2 et 3.....	97
CHAPITRE 7	RECOMMANDATIONS ET CONCLUSION	100
ANNEXE I	FABRICATION PAR PROTOTYPAGE RAPIDE.....	104
ANNEXE II	ÉVALUATION DE LA QUALITÉ DE LA CHAÎNE DE TRAITEMENT PAR MÉTHODE DESTRUCTIVE.....	105
ANNEXE III	ÉLECTRODES.....	109
ANNEXE IV	RÉGULATEUR D'IMPÉDANCE	110
ANNEXE V	RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX : ÉTAT 3	111
BIBLIOGRAPHIE.....		114

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 3.1 Comparaison des modèles de crânes cadavérique.....	23
Tableau 6.1 Évaluation spécimen 1 état 1.....	80
Tableau 6.2 Évaluation spécimen 2 état 1.....	81
Tableau 6.3 Évaluation spécimen 3 état 1.....	82
Tableau 6.4 Comparaison résultats spécimen 1, état 1, 30 degrés avec et sans les effets de bords (épuré).....	91
Tableau 6.5 Comparaison état 1 et 3 de pour un même spécimen.	96
Tableau 6.6 Évaluation de l'angle du portail.....	99

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1 Prothèse totale.	3
Figure 1.2 Prothèse totale côté fémoral (gauche), prothèse personnalisée (droite)	5
Figure 2.1 Schématisation des étapes de production d'une prothèse personnalisée.....	8
Figure 2.2 Coupe 2D au niveau du genou.	9
Figure 2.3 Image 3D à partir de coupe tomographique.	10
Figure 2.4 a) Objet étalon. b) Table et axes.	13
Figure 3.1 Division des méthodes.	15
Figure 3.2 Fantôme utilisé pour l'évaluation du système.	18
Figure 3.3 Position des contours du tomographe et DAO (droite).....	19
Figure 3.4 Volume réel vs. volume modèle.	21
Figure 3.5 Montage pour la mesure hydrostatique et position des marqueurs.	24
Figure 3.6 Rendu 3D d'un pied cadavérique.	25
Figure 3.7 Pieds reproduit en ABS (gauche). Pieds cadavérique (droite).....	26
Figure 3.8 SMC (gauche), DMC (droite).....	27
Figure 3.9 Comparaison SMC-DMC	28
Figure 3.10 Prothèse et genou (schématisation).	29
Figure 3.11 Surfaces à évaluer.	31
Figure 4.1 Image prise par tomographe à rayon x. Coupe transversale du genou.	33
Figure 4.2 Volume partiel.....	35
Figure 4.3 Tomographe à rayons X.....	36
Figure 4.4 Positions réalistes du patient.	36

Figure 4.5	Plans du champs à différents angle.....	37
Figure 4.6	Réceptacle.	39
Figure 4.7	Le corps cylindrique.....	39
Figure 4.8	Base.	40
Figure 4.9	Assemblage du gabarit de positionnement.....	41
Figure 4.10	Table d'orientation avec gabarit de positionnement.	42
Figure 4.11	Modification de la table de positionnement.	44
Figure 4.12	Dimension du spécimen cadavérique.	45
Figure 4.13	Exemple d'une soustraction booléenne.....	46
Figure 4.14	Gabarit de positionnement sur le marbre d'une MMT standard.	48
Figure 4.15	Spécifications techniques.....	49
Figure 4.16	Contour par MMT.....	50
Figure 4.17	Méthode 2.....	51
Figure 4.18	Genou acrylique et coupe Rx.....	52
Figure 4.19	Comparaison des reproductions et de leur fichier STL.	53
Figure 4.20	Fantôme.....	54
Figure 5.1	Spécimen cadavérique, genou.	56
Figure 5.2	Genou après la coupe.	57
Figure 5.3	A) fémur à nu. B) fémur avec réceptacle.	58
Figure 5.4	A) Genou partie fémoral et tissus enlevés B) État 2 final.....	59
Figure 5.5	Comparaison des surfaces condyliennes avant et après l'enlèvement du cartilage.	60
Figure 5.6	A) Différentes grosseurs d'électrodes, B) Coupe du cartilage, C) surface condylienne sans cartilage.....	61

Figure 5.7	A) Coupe des tissus mous. B) Surface des condyles. C) Cartilage enlevé en poussant sur l'outil. D) État final.	63
Figure 5.8	Comparaison des trois surfaces condyliennes.	64
Figure 5.9	Installation type.	65
Figure 5.10	Étapes d'ajustement des axes.	67
Figure 5.11	Nuage brut.	68
Figure 5.12	Nuage de points MMT nettoyé et filtré.	69
Figure 5.13	Comparaison brut krigé vs nettoyé et filtré.	70
Figure 5.14	Recalage macro des nuages.	70
Figure 5.15	Recalage micro des nuages de points.	71
Figure 6.1	Erreurs de différentes géométries dues à la fabrication par prototypage rapide. ...	73
Figure 6.2	Évaluation reproduction ABS. Gauche : superposition des nuages de points. Droite : avec vecteurs erreurs.	73
Figure 6.3	Évaluation de reproduction ABS surface condylienne seulement.	74
Figure 6.4	Orientation des fichiers par rapport à l'axe de fabrication.	76
Figure 6.5	Chemin de la tête d'extrusion.	77
Figure 6.6	Évaluation du fantôme 2.	78
Figure 6.7	Plan du champ du tomographe en fonction de la position.	83
Figure 6.8	Contours flous.	84
Figure 6.9	Spécimen 1 État 1 scan à 0 degré, zone de flous.	85
Figure 6.10	Section du nuage de points état 1 0 degré.	87
Figure 6.11	Spécimen 1, État 1, scan à 30 degrés, zone de flou.	88
Figure 6.12	Évaluation des sections à haut niveau d'erreur spécimen 1, état 1, 30 degrés.	90
Figure 6.13	Spécimen 1 État 1 scan à 30 degrés, zone de flous.	92

Figure 6.14	Section du nuage de points état 1 90 degrés.....	93
Figure 6.15	Spécimen 1, état 1, scan 1, angle étalon, zone de flou.....	94
Figure 6.16	Section du nuage de points, état 1, angle étalon.....	95
Figure 6.17	Comparaison spécimen 2 et 3 état 1.....	98

LEXIQUE

Compas de report : Instrument de mesures servant à mesurer la distance entre deux points.

Exactitude : Étroitesse de l'accord entre la dimension vraie de l'objet et la dimension du modèle.

Fantôme : Objet de dimension et de volume connus.

FDM : Procédé utilisé en prototypage rapide, 'Fuse Deposition Modeling'.

Image : Coupes transversales 2D d'un objet.

Krigeage : technique d'interpolation.

Modèle : Reconstruction dans un système 3D d'un objet mesurable par différentes méthodes métrologiques.

Objet : Géométrie sur lequel sont mesurées différentes caractéristiques.

Pixel : Unité d'image 2D (i,j).

Précision : La finesse avec laquelle une estimation approche la moyenne d'une longue série d'estimations effectuées sur le même objet dans des conditions similaires. (www.granddictionnaire.com , Office de la langue Française)

Rx : Rayon X

Voxel : Unité d'un espace volume pour l'imagerie 3D (i,j,k).

INTRODUCTION

Les problèmes tels l'arthrite ou l'arthrose provoquent chez le patient des douleurs qui ont tendance à diminuer leur qualité de vie. Depuis plusieurs décennies, la médecine a recours au remplacement prothétique des articulations pour aider à diminuer la douleur de ces patients lorsque des traitements plus conservateurs n'y suffisent plus. La prothèse totale, actuellement employée dans la majorité des cas avancés, est très invasive et a une durée de vie relativement courte. Depuis quelques années, une équipe de chercheurs travaille sur l'élaboration d'une prothèse qui pourrait changer l'approche de telles interventions. Cette nouvelle technique, que l'on nomme prothèse personnalisée, utilise l'idée innovatrice d'un chirurgien, Dr. Gariépy, jumelée à des techniques modernes d'imagerie médicale et de fabrication.

Depuis ses débuts, le développement de la prothèse personnalisée n'a cessé d'évoluer. Ainsi, cet ouvrage a comme objectif principal d'élaborer une méthode permettant l'évaluation de la qualité de la chaîne de traitements numériques lors de la reproduction de spécimens cadavériques et ensuite procéder avec cette évaluation. En plus, comme objectif secondaire, nous cherchons à évaluer l'impact des filtres de reconstruction ainsi que l'angle idéal de positionnement du genou d'un patient lors de la prise d'images dans le tomographe à rayon X. Nous évaluerons aussi la fidélité avec laquelle le procédé de fabrication par prototypage rapide nous permet de reproduire la géométrie d'un genou. Enfin, nous profiterons du fait que nous travaillons sur des spécimens cadavériques afin d'évaluer des outils chirurgicaux conçus par l'équipe tout spécialement pour l'enlèvement du cartilage.

Pour nous permettre de mieux comprendre l'ensemble du travail qui a été accompli, nous proposons dans cet ouvrage un court historique de l'idée innovatrice du docteur Gariépy. Ensuite, nous présentons un aperçu de la mise au point d'un procédé semi-automatique de fabrication de prothèses personnalisées. Une revue de la littérature est ensuite présentée démontrant les différentes approches utilisées par les chercheurs d'autres instituts afin

d'évaluer des modèles 3D construit à partir d'imagerie médicale ou de nuage de points. Puis, nous proposons une méthodologie afin d'évaluer notre chaîne de traitements numériques. Nous enchaînons avec l'expérimentation, le développement des résultats ainsi que leur analyse. Nous terminons avec quelques recommandations.

CHAPITRE 1

HISTORIQUE

Le but premier du remplacement prothétique d'une articulation est d'engendrer un soulagement partiel, voire total, des douleurs de patients qui souffrent de maladies dégénératives des articulations telle l'arthrose. La méthode utilisée est le remplacement d'une partie, ou de la totalité, de l'articulation par une prothèse. Cette opération se nomme arthroplastie.

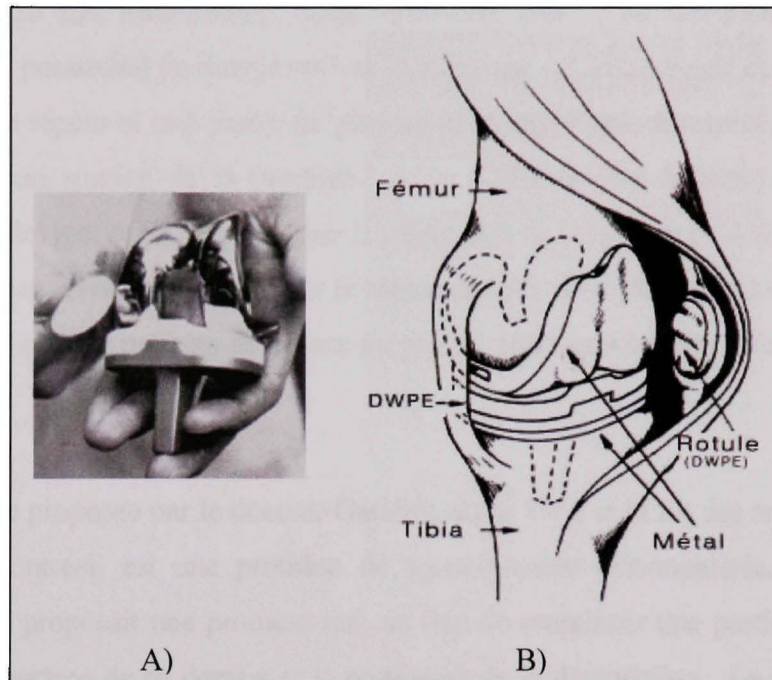


Figure 1.1 Prothèse totale. University of Iowa (1983)

La prothèse qui est le plus souvent employée de nos jours pour cette opération est la prothèse totale. En d'autres termes, toutes les surfaces articulaires sont remplacées par un composant prothétique. Cette dernière est non personnalisée et est de dimension assez importante ce qui nécessite l'enlèvement d'une partie considérable des tissus osseux comme nous pouvons l'observer à la Figure 1.1.

Le genou est a priori une articulation dont la géométrie est très complexe et aussi un des endroits du corps le plus sollicité mécaniquement. Cette articulation est donc reconnue comme étant un cas des plus complexes à remplacer. La surface intérieure des prothèses qui sont actuellement disponibles commercialement, Figure 1.1A, est composée de surfaces planes qui doivent être calquées quasi parfaitement par le chirurgien en retirant du tissu osseux de la partie fémorale, tibiale et rotulienne qui deviendront les réceptacles des différentes parties de la prothèse. La pose de cette prothèse nécessite un temps d'hospitalisation important du patient. En plus, la durée vie de cette prothèse est évaluée entre 15 et 20 ans, Elke (2002). Cela représente donc, pour des patients assez jeunes, l'imminente possibilité de devoir revivre la chirurgie. À chacune de ces interventions, le processus se répète et une partie de plus en plus importante des tissus est enlevée pour obtenir le bon soutien de la prothèse. L'os n'offrant plus le support requis pour la prothèse, il devient donc difficile pour le chirurgien de faire plus de deux interventions, la pose initiale et un remplacement, sur le même patient. Les chirurgiens ont donc tendance à n'accepter que les patients de 55 ans ou plus et préfèrent attendre pour les patients plus jeunes.

L'alternative proposée par le docteur Gariépy, entre 1960 et la fin des années 70 à l'Hôtel Dieu de Montréal, est une prothèse de recouvrement personnalisée. Le chirurgien-orthopédiste proposait une prothèse qui, au lieu de remplacer une partie du fémur distal, épousait la surface de ce dernier et le protégeait de la dégradation. Le patient avait donc un recouvrement personnalisé de la surface fémorale de son articulation.

Sa méthode consistait à :

- prendre une empreinte, un négatif, du fémur distal à l'aide de plâtre de Paris stérilisé (1^{ère} opération) ;
- faire un positif du fémur distal à partir de cette empreinte ;

- faire une coquille en alliage de Co – Cr – Mo coulée par procédé de moulage en cire perdue ;
- poser la prothèse (2^e opération).



**Figure 1.2 Prothèse totale côté fémoral (gauche),
prothèse personnalisée (droite)**

Cette méthode permettait d'obtenir une coquille qui épousait la forme des condyles fémoraux. Suite à l'étude des dossiers de patients par le Dr. Nicolas Duval, chirurgien orthopédique de l'Hôtel Dieu de Montréal, cette méthode fut prouvée efficace chez plusieurs d'entre eux¹. Nous pouvons voir à la Figure 1.2 la différence entre une prothèse totale partie fémorale et une prothèse personnalisée.

Cette intervention nécessitait tout de même une hospitalisation importante due au fait que le patient restait à l'hôpital à compter du jour de la prise de l'empreinte du genou jusqu'à la pose de la prothèse, une intervention très coûteuse.

¹ Étude non publiée. Conversation entre le Dr. Duval et le Dr. Doré en 1982.

Une précision lors de la reproduction de la surface des condyles était importante pour bien réussir la personnalisation de la prothèse. Si une prothèse est mal positionnée ou s'il y a présence de jeu trop important entre les surfaces en contacts, l'expérience nous démontre qu'il risque d'avoir bris prématuré de la prothèse. Nous remarquons aussi qu'il y a eu plusieurs cas de bris par fatigue causés en partie par la fabrication artisanale de la prothèse et la qualité de la coulée (porosités et inclusions). Par contre, le projet du Dr Gariépy nous montre que de la centaine de patients qu'il a opérés entre 1961 et 1981 en utilisant une prothèse personnalisée, plusieurs ont pu garder leur prothèse plus de vingt ans. De ces observations est apparu un intérêt marqué pour cette idée novatrice.

CHAPITRE 2

MISE AU POINT D'UN PROCÉDÉ SEMI-AUTOMATIQUE DE FABRICATION DE PROTHÈSES PERSONNALISÉES

Une équipe de chercheurs travaille sur un projet qui consiste à utiliser l'idée innovatrice du Dr. Gariépy et de la jumeler à des techniques plus modernes d'imagerie numérique 3D, de modélisation et de fabrication afin de remplacer l'empreinte manuelle du genou. Cette approche plus actuelle présente plusieurs avantages, tels :

- temps d'hospitalisation du patient réduit ;
- moins d'interventions chirurgicales ;
- précision accrue de la prothèse ;
- utilisation possible de la commande numérique pour la fabrication de l'implant ;
- utilisation de meilleurs procédés de mise en forme.

La fabrication de la prothèse est divisée en deux étapes principales : la **création d'un modèle numérique** basé sur des images tomographiques et la **fabrication** de la prothèse à l'aide du procédé de prototypage rapide. La Figure 2.1 montre que la création du modèle numérique est constituée de 4 sous étapes : **imagerie médicale** (balayage par tomographie à rayon X de l'articulation), **restauration des images** (afin d'en améliorer la qualité), **segmentation** des contours (isoler les contours osseux), superposition des contours et **krigeage** (méthode d'interpolation permettant la construction d'un modèle géométrique paramétrique 3D de l'articulation). Trois méthodes de fabrication sont envisagées :

- fabrication d'une reproduction du fémur par prototypage rapide à partir du modèle krigé. Cette reproduction servira à faire un positif en cire de la prothèse ;
- moulage par modèle perdu où le modèle perdu est fabriqué directement par prototypage rapide ;
- fabrication de la prothèse directement par prototypage rapide.

Regardons maintenant de façon plus détaillée ces différentes étapes.

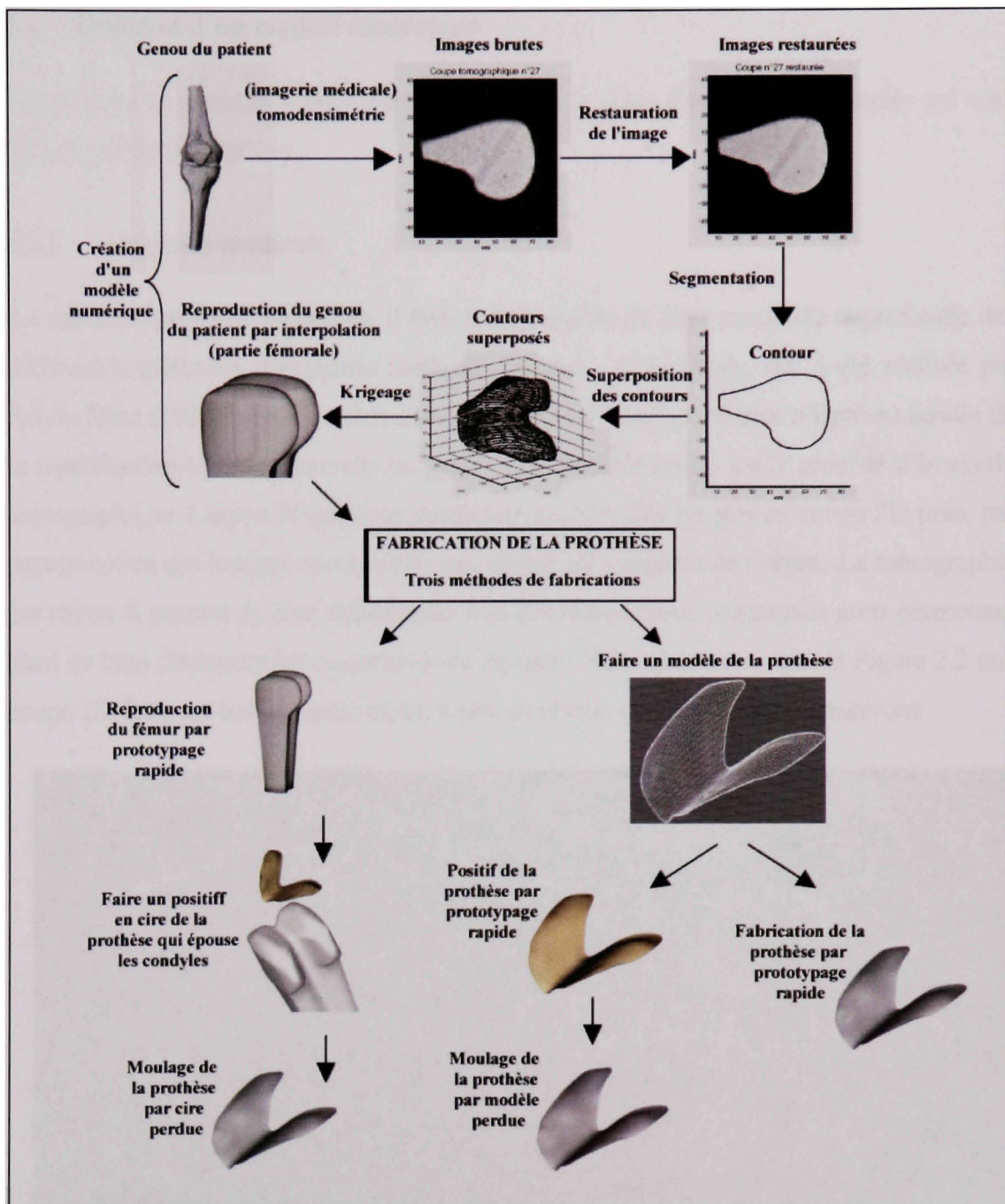


Figure 2.1 Schématisation des étapes de production d'une prothèse personnalisée.

2.1 Création d'un modèle numérique

Cette étape du procédé a pour but de remplacer la prise d'empreinte manuelle qui était utilisée par le Dr. Gariépy.

2.1.1 Imagerie médicale

Au début du projet de recherche, il était indispensable de faire une étude approfondie des différentes méthodes d'imagerie médicale offertes. Cette étude, qui a été réalisée par Sylvie Doré (1984), a permis d'évaluer le procédé d'imagerie le plus adapté au besoin de la reproduction tridimensionnelle du genou. Le procédé retenu est le procédé d'imagerie tomographique à rayon X qui nous permet de prendre des images en coupe 2D puis, par superposition des images, reconstituer une image 3D complète de l'objet. La tomographie par rayon X permet de bien différencier l'os des autres tissus organiques nous permettant ainsi de bien distinguer les contours de ce dernier. Nous observons dans la Figure 2.2 une coupe 2D faite par tomographie rayon x pris au niveau du genou. Nous observons

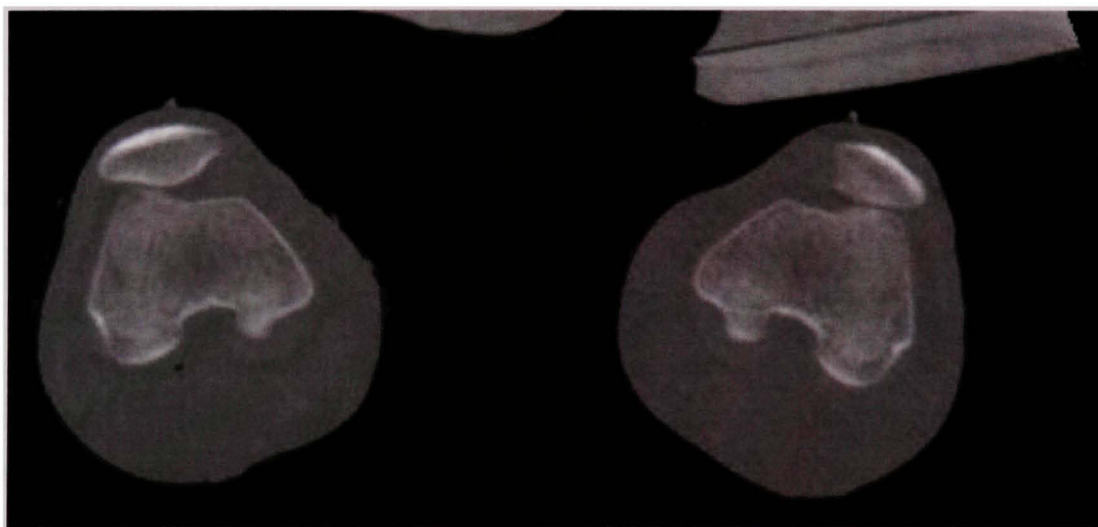


Figure 2.2 Coupe 2D au niveau du genou. (National Library of medicine)

clairement la différence qui est perceptible par le changement d'intensité des pixels, différentes teintes de gris, entre l'os et son environnement. Le flou engendré à la prise

d'image et le bruit de fond sont les obstacles principaux afin de déterminer avec exactitude le contour de l'os, Doré (1992). Il faut noter qu'il est préférable de restaurer les images avant d'en isoler les contours osseux (segmentation), Galarneau (2006). Les coupes brutes, images CT non restaurées, manquent de précision. Celles-ci ont une résolution de l'ordre du mm.

2.1.2 Restauration et segmentation de l'image

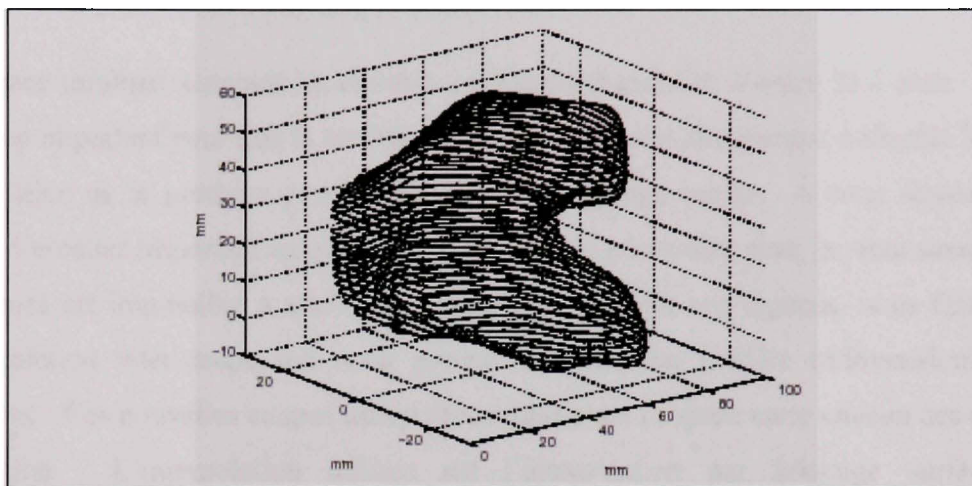


Figure 2.3 Image 3D à partir de coupe tomographique. Villain (1997)

La précision de la reproduction tridimensionnelle est dépendante de la restauration des images et de la segmentation des contours. Il faut réussir à séparer avec précision l'image de l'os (teinte de gris pâle dans la Figure 2.2) des autres tissus environnants (teinte de gris foncé) tout en diminuant l'effet des dégradations causées par les artéfacts, le flou et le bruit dans les images originales. On utilise donc la restauration afin d'atténuer les artéfacts pour permettre de mieux définir les pixels ou voxels représentant les tissus osseux. B. Galarneau (2006) nous propose dans son travail une approche régularisée de type L1L2, image par image. Ainsi après la restauration et seuillage, les pixels qui représentent l'os dans l'image, sont d'une intensité uniforme. Il est donc plus facile par la suite de retrouver les contours formant l'os et de les différencier par rapport aux autres

tissus environnants, Doré (1992). La segmentation 2D consiste à extraire de chacune des coupes les contours de l'os et de les réunir pour former la surface du volume.

La Figure 2.3 nous présente une superposition de coupes réalisée à partir des contours restaurés d'une série d'images de coupes tomographiques et nous pouvons clairement remarquer la distance qui sépare chacune des coupes. Ces espaces sont expliqués par les paramètres d'acquisition des systèmes d'imagerie usuels utilisés dans les hôpitaux.

2.1.3 Le modèle mathématique du genou.

L'espace minimal séparant les couches est habituellement de l'ordre de 1 mm. Celui-ci est trop important pour que le modèle tridimensionnel soit directement utilisable lors de la fabrication de la prothèse personnalisée par prototypage rapide. À cette résolution, un effet d'escalier important est présent et l'exactitude nécessaire pour la reconstruction des condyles est impossible à atteindre. Ainsi, pour remplir ces espaces, nous faisons une interpolation inter-coupe qui nous permet d'obtenir un modèle tridimensionnel plus complet. Ces nouvelles coupes interpolées remplissent l'espace entre chacun des contours d'origine. L'interpolation utilisée est l'interpolation par krigeage surfacique à coordonnées cylindrique, Boucherat (1997). Nous obtenons ainsi une surface complète représentant le genou. À partir de celle-ci, une copie plus précise des condyles est réalisée en diminuant l'effet d'escalier qui est causé par le modèle non krigé.

2.2 Évaluation de la qualité

Toutes ces étapes ont été évaluées individuellement mais l'ensemble de la chaîne de traitement ne l'a jamais été. C'est pourquoi, avant de passer à l'étape de fabrication, une évaluation de la qualité a dû être effectuée à partir d'objets réels. La qualité est représentée par la précision et l'exactitude avec laquelle il est possible d'extraire les contours osseux des images. La précision est influencée principalement par le bruit et l'exactitude par le flou qui sont présents dans les images.

Cyr (2000) et Capponi (2000) ont effectué des travaux afin d'évaluer les étapes de la création d'un modèle numérique. L'objectif de leurs travaux était de démontrer qu'il est possible, après la restauration et le krigeage des coupes, d'obtenir un modèle 3D d'une qualité acceptable de moins de 1mm. Pour ce faire, un objet étalon, illustré à la Figure 2.4 a), a été conçu et imagé par un tomographe à rayon X. Cet objet de géométrie et de dimensions connues (ou fantôme), a été conçu de façon à permettre aux utilisateurs d'orienter les axes du tomographe avec ceux du fantôme. Ceci était indispensable pour retrouver et comparer les contours krigés de position connue avec les contours du fantôme. Ainsi, les axes du fantôme étaient repérables sur les images du tomographe à l'aide de géométries simples : deux rainures perpendiculaires à l'axe central du fantôme et deux petits trous percés aux extrémités de l'objet formant l'axe central. Pour réussir à positionner les axes du fantôme par rapport à ceux du tomographe, une table à 3 degrés de liberté conçue par Cousineau (1998), a été utilisée. Cette table, schématisée à la Figure 2.4 b), possède une translation selon un axe horizontal X, une rotation selon un axe vertical Y et une rotation selon un axe horizontal Z. Cette étude a donc permis de démontrer la possibilité de recréer un modèle avec une précision qui est à l'intérieur de la limite recommandée de 1mm. À partir de ces premières observations quantitatives encourageantes, l'équipe avait décidé de poursuivre la recherche et d'étudier la précision de la chaîne de traitement de données à partir de genoux cadavérique d'humain. De plus, il a été démontré dans les travaux de Marval (2001) que 1 mm est une distance acceptable pour permettre d'éliminer le phénomène de fatigue de la prothèse.

Nous avons exposé jusqu'à présent les différentes recherches qui ont permis le développement de ce projet de longue haleine. Maintenant, nous sommes prêts à évaluer nos méthodes de traitements de données sur un genou cadavérique. Nous cherchons à comparer le genou cadavérique avec sa reproduction (Méthode de fabrication 1, référence à la Figure 2.1). Suite aux résultats obtenus, d'autres travaux pourront être effectués afin de comparer la surface des condyles fémoraux avec la prothèse produite par prototypage rapide (méthode de fabrication 2 et 3). Ainsi, pour nous aider dans cette étude, une revue

CHAPITRE 3

REVUE DE LA LITTÉRATURE

La revue de littérature est réalisée de façon à résumer différentes approches qui nous aideront à établir une méthode pour caractériser la précision et l'exactitude des méthodes de traitement de données menant à la fabrication de prothèses personnalisées. La revue est divisée en deux parties d'importance égale. Premièrement, nous ferons un survol des différents procédés d'analyse d'exactitude et de précision des modèles 3D. Par la suite, nous survolerons des méthodes utilisées en métrologie pour comparer des surfaces gauches.

3.1 Qualité du modèle

À notre connaissance, peu d'études ont été produites sur la précision et l'exactitude d'un modèle construit précisément à partir d'images de coupes de systèmes d'imagerie médicale 3D d'un objet de dimension inconnue. La plupart des études ont été réalisées à partir de fantômes. Il est tout de même important de vérifier dans la littérature les différentes méthodes d'évaluation de modèle. Celles-ci, même si elles utilisent des fantômes comme objet, pourraient éventuellement contribuer à l'élaboration d'une méthode complète pour l'analyse du modèle du genou.

Le nombre de méthodes répertoriées est assez important, les principales ont donc été regroupées. En premier lieu, nous retrouvons les méthodes utilisant comme objet étalon un fantôme. Même si ce dernier se retrouve sous des formes très variées, il reste un objet de dimension et de volume connus. Deuxièmement, nous ferons état des méthodes d'analyse qui utilisent des objets de formes irrégulières, de dimension et de volume non connus.

Chacune de ces parties sera divisée en fonction des objets d'évaluation recherchés : le volume et les dimensions linéaires. La Figure 3.1 présente la structure du texte. Il faut

noter que les différentes études peuvent avoir été réalisées en utilisant une ou plusieurs de ces méthodes.

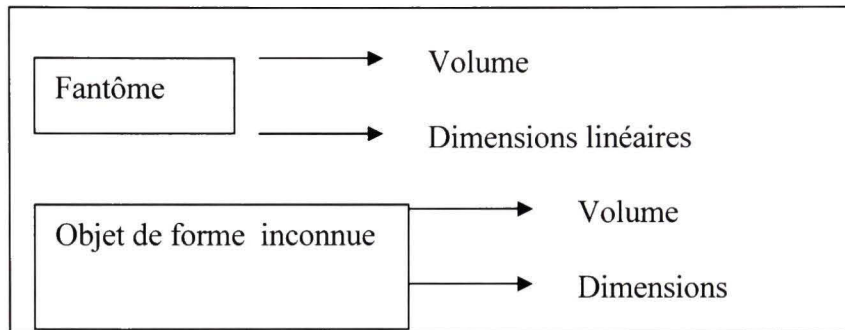


Figure 3.1 Division des méthodes.

Les descriptions seront présentées de façon progressive, de la plus simple à la plus complexe. Les points intéressants s'appliquant au projet seront mis en évidence. Nous n'étudierons pas les différentes techniques de segmentations que certains auteurs ont utilisées lors de la création de leurs modèles.

3.1.1 Fantôme

Nous débutons avec les méthodes fondées sur l'évaluation du volume de fantôme.

3.1.1.1 Volume

Pour vérifier le volume d'un modèle créé à partir d'un fantôme, la démarche la plus simple est celle utilisée par Berg et al. (2000) dans une étude cherchant à valider l'exactitude et la précision de l'estimation de petits volumes par ultrasons. Ils ont fabriqué un cylindre de dimensions connues et ont créé son modèle à l'aide d'un logiciel¹ de conversion d'images en volume. Une suite d'images de coupe a été produite à intervalle fixe à partir du modèle 3D à l'aide du logiciel. Par la suite, sur chacune des ces images, le contour du cylindre est

¹ EchoPac-3D pour imagerie par ultrasons.

tracé manuellement. Deux personnes différentes tracent à tour de rôle les contours pour obtenir une moyenne de ces deux tracés. Ceci a permis d'obtenir un ensemble de coupes planaires qui sont converties en un polyèdre grâce à la triangulation des coupes consécutives. Le volume de ce polyèdre est ensuite calculé donnant une évaluation du volume de l'objet. Ce dernier est ensuite comparé au volume réel. Leur méthode donne une erreur moyenne en pourcentage volumique de $12.1\% \pm 8.6\%$ à $8.1\% \pm 8.1\%$ pour les volumes inférieurs à 500mm^3 et de $-3.8\% \pm 4.1\%$ à $0.6\% \pm 4.3\%$ pour 500mm^3 et plus. Plusieurs études utilisent une méthode semblable.

Fenster et al. (1998) proposent d'utiliser des ballons remplis d'une solution de glycérol. Le volume réel est trouvé par déplacement d'eau. Les ballons sont balayés par les ultrasons et un modèle est créé à partir des différentes images. Lors de l'évaluation des modèles, ils ont eu recours à la méthode manuelle de calcul de volume. En fait, ils l'ont calculé en effectuant la sommation des aires tirées des coupes manuellement tracées, ce que l'on peut nommer planimétrie manuelle. Par contre, leur méthode de sommation est peu définie et semble utiliser des épaisseurs fixes de 0.2mm.

Liu et al. (2000) ont cherché à évaluer la précision de l'imagerie 3D par ultrasons pour mesurer le volume de tumeurs. Pour accomplir cette étude, ils ont simulé les tumeurs en injectant des volumes connus de gel (0.1 à 1.0 ml) dans le mur oesophagien d'œsophages canins. Le tout est balayé par ultrasons et par CT (tomodensitomètre). Les volumes sont reconstruits à partir des différentes coupes à l'aide d'un logiciel². Les modèles sont découpés en tranches (provenant d'images produites par CT et ultrasons) et, sur chacune des tranches, le contour est évalué par traçage manuel. Le contour moyen est obtenu par la moyenne de plusieurs traces. L'épaisseur de chacune des tranches est de 1mm. Une méthode similaire à Fenster, Tong et al. (1998) est utilisée pour le calcul des volumes.

² LIS 60000A, Life Imaging Systems Inc.

Les volumes des modèles CT et ultrasons sont comparés avec les volumes réels. Ils obtiennent des erreurs volumiques de grandeur moyenne de 8.7% pour le modèle CT et 11.9% pour le modèle ultrasons. Nous pouvons noter que l'épaisseur des tranches (1mm) semble déjà être une importante source d'erreurs.

Présentant une méthode un peu différente, Patel, Vannier, et al. (1996) emploient un logiciel pour vérifier la différence entre un fantôme et son modèle. Le modèle 3D reproduit est construit avec le logiciel Analyze¹ en utilisant les images de coupes CT. Ensuite, le fantôme, de géométrie et de dimensions connues, est modélisé par dessin 3D par le manipulateur dans le même logiciel. Les deux modèles subissent ensuite une soustraction booléenne. Le volume résiduel est calculé et représente l'erreur. Ces auteurs ont trouvé une anomalie spatiale de seulement 2%. Ceux-ci ont aussi comparé la position des centroïdes. Ils ont donc calculé le centroïde des fantômes et, en utilisant la base de ceux-ci comme référentiels, ils les ont comparés au centroïde de leur modèle. Ils ont obtenu une exactitude de moins de 1 mm.

L'intérêt de ces méthodes pour notre projet réside dans la possibilité d'attacher des volumes connus au fémur avant le balayage par tomographie rayon X. Ces volumes pourraient être utilisés comme étalons repérables sur le modèle. Selon ce que nous avons vu précédemment, l'évaluation de ces volumes peut se faire en peu de temps et présente des précisions appréciables. Simple et rapide, l'évaluation de ceux-ci permettrait de repérer des erreurs de segmentations possibles avant de faire une analyse plus approfondie des dimensions fémorales et de la surface des condyles.

¹ Mayo Clinic, Bioimaging Resource

3.1.1.2 Dimensions linéaires

Regardons maintenant les différentes approches qui évaluent l'exactitude et la précision des dimensions linéaires de modèles 3D par l'intermédiaire de fantômes.

Barratt et al. (2001) ont voulu vérifier l'exactitude et la précision d'un modèle 3D d'un fantôme reproduit à partir d'un système d'imagerie par ultrasons. Ils ont créé un fantôme, Figure 3.2, de forme triangulaire en plastique avec des tiges en acier inoxydable de 0.5mm de diamètre. Les inserts sont placés perpendiculairement à la surface inclinée. La position de chacun d'eux est précisément connue. Le bloc est placé dans l'eau, balayé par les ultrasons et un modèle est créé à partir des images.

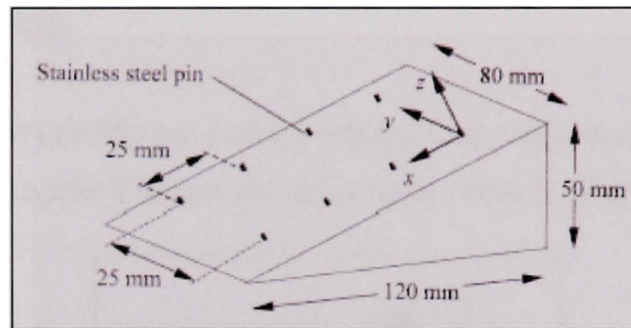


Figure 3.2 Fantôme utilisé pour l'évaluation du système. Barratt et al. (2001)

Un logiciel maison simple permet au manipulateur de marquer le pixel de plus haute intensité visible, correspondant aux inserts d'aciers, à partir des images par ultrasons. Il faut noter qu'on ne mentionne aucune information sur la taille du pixel ou la précision du logiciel utilisé. Pour réussir à positionner le modèle dans le même référentiel que le fantôme, un des inserts est utilisé comme origine. La méthode des moindres carrés est employée pour orienter et positionner les huit tiges du modèle par rapport aux tiges du fantôme. Les coordonnées des tiges du modèle sont ensuite comparées à celles du fantôme. L'évaluation de la distance tige-tige donne une erreur moyenne absolue de -0.08 ± 0.94 mm et une erreur relative moyenne de $-0.13 \pm 2.73\%$.

Fenster, Tong, et al. (1998) ont étudié l'exactitude et la précision de l'imagerie 3D par ultrasons pour détecter la position de tumeurs dans le cas de cancers de la prostate. Ils ont donc confectionné un fantôme contenant des implants de brachythérapie de position connue. Le fantôme a été par la suite balayé par ultrasons et un modèle a été construit. Sept observateurs différents ont ensuite découpé en tranche le modèle 3D à l'aide d'un logiciel et positionné les implants qu'ils trouvaient dans le système de coordonnées cartésien (x,y,z) du logiciel. Cette procédure a été reproduite deux fois pour chacun des observateurs. Dans ces conditions idéales, ils ont réussi à obtenir, pour un intervalle de confiance à 95%, une exactitude de moins de 1mm de la coordonnée. Par contre, ils ne mentionnent pas le diamètre et la longueur des implants de brachythérapie qu'ils ont utilisés. Les dimensions des implants pourraient influencer grandement la précision et l'exactitude des lectures.

Zannoni et al. (1997) (1998) ont évalué l'influence des artéfacts créés par des implants métalliques lors de la prise d'images par tomographie. Pour ce faire, ils ont utilisé

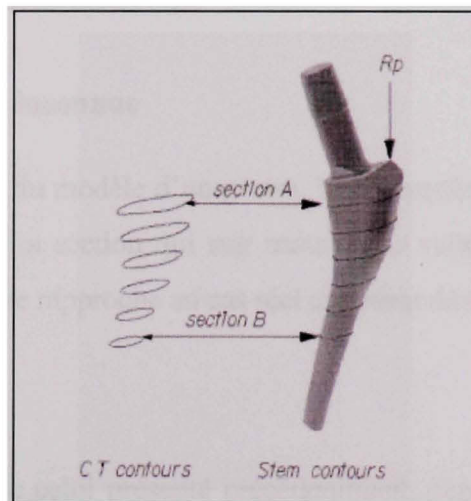


Figure 3.3 Position des contours du tomographe et DAO (droite).
Zannoni et al. (1998)

une prothèse de la hanche comme fantôme, voir Figure 3.3. Un gabarit a permis de positionner l'axe du cou de la prothèse et l'axe de direction de balayage du tomographe

avec une exactitude de 0.3° . En utilisant un système DAO (dessin assisté par ordinateur), ils ont aligné les axes du modèle 3D reproduit à l'aide des images du tomographe (CT) et ceux du modèle 3D (DAO) fourni par le fabricant de la prothèse. Connaissant la position des coupes CT, ils ont pu extraire la première et la sixième du modèle CT. Ils ont fait de même avec le modèle DAO. Par la suite, les coupes ont été superposées et positionnées par l'entremise de leurs centroïdes. L'exactitude de la reconstruction a été évaluée en utilisant la distance $d(z)$ entre le contour du modèle DAO et le contour du modèle CT (z représente l'axe du tomographe). Ils ont estimé l'erreur moyenne du modèle à 0.45 mm. Il est intéressant de noter qu'ils ont enveloppé la prothèse avec de la pâte à modeler. Cette dernière est, d'un point de vue radiologique, équivalent à l'os.

Plusieurs autres auteurs (Leotta, D. and R. Martin (2000), Prevrhal et al. (1999), Kirk et al. (2001)) utilisent comme objet d'étude le fantôme de dimensions connues. Constatant, par ailleurs, que le principe reste toujours comparable à ce qui a déjà été présenté, nous portons maintenant notre intérêt vers d'autres méthodes qui considèrent des formes irrégulières et des dimensions inconnues.

3.1.2 Objet de forme inconnue

Lors de la future analyse du modèle d'un genou, les dimensions irrégulières de ce dernier ne seront pas connues. La section qui suit traite de la validation des modèles d'un tel objet. Ainsi, cette partie se rapproche au cas réel que nous désirons évaluer.

3.1.2.1 Volume

Dans le même article que celui présenté précédemment, Fenster et al.(1998), présentent une deuxième méthode qui utilise une approche simple afin d'évaluer le volume de prostates cancéreuses. Les prostates sont préalablement balayées par ultrasons. Ensuite, un modèle est construit à partir des coupes 2D à l'aide d'un logiciel. La méthode de calcul volumique du modèle que l'on a nommé planimétrie manuelle, tel que présenté à la

section 3.1.1.1, est utilisée pour l'approximation du volume. Les coupes sont considérées d'épaisseur constante. Enfin, après prélèvement des prostates, les volumes réels sont évalués par déplacement d'eau dans un cylindre gradué. Le calcul de la pente d'une régression linéaire des volumes calculés vs. volumes réels donne 1.006 ± 0.007 . Par contre, il faut noter que les différentes coupes sont séparées de 2 jusqu'à un maximum de 5 mm donnant de 20 à 30 coupes pour chacune des prostates. Lors de l'évaluation du volume, ces distances laissent beaucoup de place à l'erreur lors de l'analyse de surfaces plus complexes.

Toujours dans la même lignée, Jensen et al. (1998) ont étudié le volume de petits os greffés dans la mâchoire inférieure de cochons miniatures. Les mâchoires ont été balayées par tomодensitométrie. Une segmentation semi-automatique a été utilisée pour séparer les contours des greffes. L'information a été ensuite transmise dans un logiciel permettant de construire un modèle et d'analyser les volumes. Les volumes réels ont été obtenus préalablement à la greffe par déplacement d'eau dans un cylindre gradué. La Figure 3.4 montre les différents résultats obtenus sur les 8 greffes où VOL I représente le volume réel et VOLII représentent le volume du modèle. Il est intéressant de souligner qu'ils recommandent, afin d'augmenter la précision, de faire des coupes de 1mm d'épaisseur avec une superposition de 50% lors du balayage.

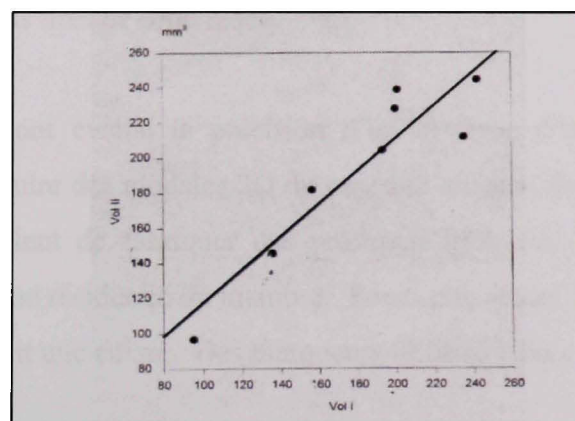


Figure 3.4 Volume réel vs. volume modèle. Jensen et al. (1998)

Patel et al. (1996) ont évalué la précision des simulations chirurgicales sur des crânes cadavériques. L'étude consistait à comparer les effets d'une chirurgie réelle avec les effets simulés dans un logiciel de simulation de chirurgies. Ainsi, en premier lieu, 3 crânes ont été balayés par CT et les images ont été importées dans un logiciel de modélisation et de simulation. En second lieu, le chirurgien a fait une intervention chirurgicale sur les crânes en enlevant certaines parties de ceux-ci. Troisièmement, le chirurgien fait une simulation de la même intervention sur les modèles 3D des crânes préalablement modélisés. Par la suite, les résultats de la simulation ont été comparés avec ceux de la chirurgie réelle. Pour ce faire, les crânes sont mesurés à l'aide d'un appareil de numérisation 3D¹ et, afin de contrôler les données du numériseur 3D, ils ont implanté des marqueurs sur les différentes surfaces des crânes cadavériques pour leur permettre de prendre d'autres mesures à l'aide de compas de report. Les mesures ont été prises avant et après les interventions chirurgicales. Une erreur de dimension linéaire de moins de 0.6 mm est trouvée entre le numériseur 3D et le compas. S'avérant acceptable, les coordonnées du numériseur 3D ont été transformées et importées dans le système de référence du modèle CT. Les modèles ont été positionnés un par rapport à l'autre par approximation des moindres carrés. Par la suite, le modèle 3D (CT) est comparé au modèle du numériseur. Ils ont comparé les centroïdes de masse, les moments d'inertie et les volumes. Les volumes sont vérifiés par soustraction booléenne. Le Tableau 3.1 présente les résultats tirés de cette étude.

He et al. (1999) ont évalué la précision d'un système d'imagerie 3D par ultrasons permettant de produire des modèles 3D du membre résiduel de personnes amputées. Ces modèles permettraient de fabriquer des prothèses avec des assises qui épousent plus précisément la forme résiduelle du membre. Pour cette étude, ils ont fabriqué un membre synthétique simulant une cuisse. Des marqueurs (0.08mm dia.) ont été attachés à deux

¹ 3D-Space Digitizer, de Kaiser aerospace et Electronics

Tableau 3.1

Comparaison des modèles de crânes cadavérique. Adapté de He et al. (1999)

	Cadavre 1			Cadavre 2			Cadavre 3			
	Base du crâne	Crâne complet	os frontal	Base du Crâne	Crâne complet	os maxillaire sup.	Base du crâne	Crâne complet	Frontal gauche	frontal droit
centroïdes (mm)	1	1.8	3.2	1.5	3.4	8.6	1.2	3	0.5	7.5
moments										
Ix%	2.3	1.7	7.3			-0.6			5.8	14.9
Iy%	0.9	1.3	2.1			2.1			2.3	8.3
Iz%	0.4	0.5	7			-7.8			0.8	14.2
Soustraction vol.										
intersection %		81	89.6		86.8	89.1		86.2	88.4	77.4

endroits sur l'objet (Figure 3.5). Ceux-ci servent de guides de positionnement pour délimiter le volume étudié. Pour faire la comparaison volumétrique modèle-objet, le membre est balayé par ultrasons et reproduit à l'aide d'un logiciel (Shapemaker). Le volume réel de l'objet est trouvé par déplacement d'eau. Le volume évalué se situe entre les deux marqueurs. Pour trouver le volume du modèle 3D au même endroit, à l'aide du logiciel, le modèle subit une soustraction de la partie supérieure au marqueur du haut et inférieure au marqueur du bas. Notons que les marqueurs sont visibles sur le modèle 3D du membre. Le volume résiduel entre les marqueurs est évalué par le programme. L'erreur volumique relative trouvée est moins de 1%.

Lors de l'évaluation du modèle du genou, il serait intéressant de vérifier le volume réel du genou et de le comparer à celui du modèle. Pour ce faire, il faudrait attacher des marqueurs au genou avant de le balayer au CT. Ces marqueurs pourraient servir de référence lors du calcul des volumes. Ils pourraient aussi servir pour positionner le genou et son modèle dans un même système référentiel.

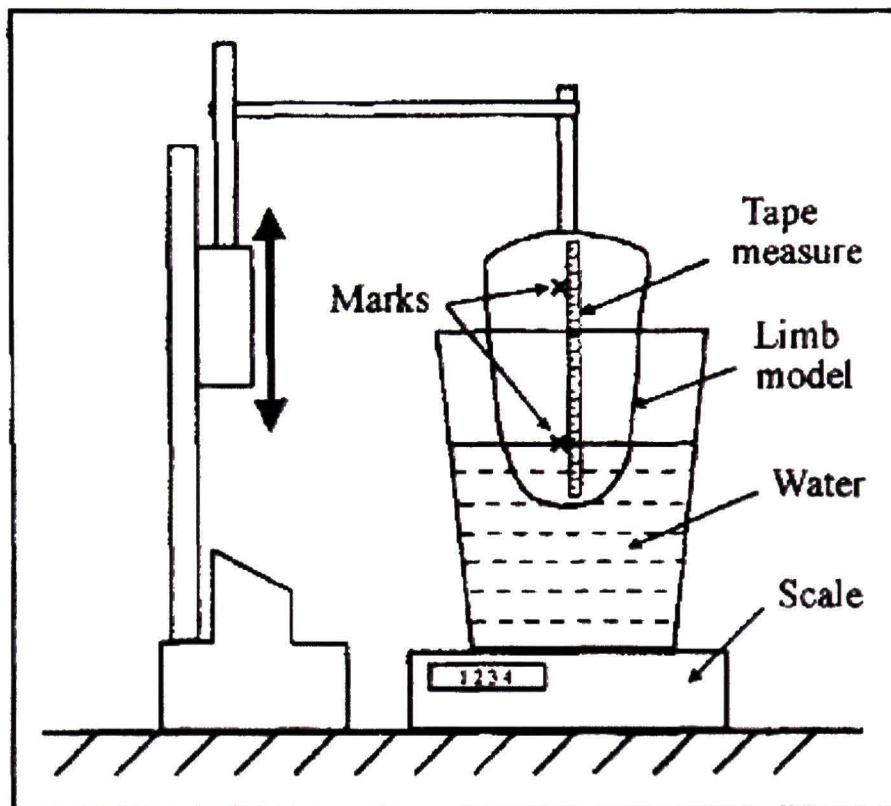


Figure 3.5 Montage pour la mesure hydrostatique et position des marqueurs. He et al. (1998)

3.1.2.2 Dimensions linéaires

Cherchant à évaluer leur modèle statistique pour modéliser les variables causées par le mouvement d'organe, Fontenla et al. (2000) développent une méthode de comparaison par contour. Ainsi, ils cherchent à comparer les images de coupes CT de prostates aux coupes, de même position, prises sur le modèle 3D qui est construit à partir des images de coupes CT. Pour faire cette comparaison, ils utilisent le centroïde de la surface de coupe (CT) comme point central de comparaison des contours. Des lignes partant du centroïde sont tirées vers l'extérieur, coupant les deux contours. L'erreur est vérifiée en calculant la distance entre les contours suivant cette ligne de référence. Ils trouvent que 95% des points sont distants de moins de 7.95mm.

Kirk et al. (2001) ont évalué l'exactitude et la précision d'un modèle créé à partir de coupes tomographiques de six pieds cadavériques congelés. Il est intéressant de noter que les pieds sont maintenus congelés pour éviter les variations dimensionnelles causées par les tissus mous. Huit marqueurs sphériques de 1.5mm de diamètre ont été attachés



Figure 3.6 Rendu 3D d'un pied cadavérique. Kirk et al. (2001)

à des endroits spécifiques sur les pieds. Les pieds sont ensuite balayés par tomographie à rayon X deux fois chacun. Les auteurs se servent du logiciel Analyze pour reproduire les modèles. La Figure 3.6 présente le rendu 3D d'un pied et quelques-uns des marqueurs visibles en surface. Le logiciel Analyze permet de faire des coupes dans le modèle pour visualiser les différentes couches qui le composent. Ce même logiciel permet aussi de prendre des mesures sur le modèle. De cette façon, les auteurs ont réussi à mesurer la distance entre les marqueurs. Ces mesures ont été prises par deux manipulateurs différents, deux fois par pieds puis, celles-ci ont été transformées en valeur moyenne (biais) et déviation (précision). Les vraies distances ont été mesurées sur les pieds cadavériques à l'aide de compas de report. Les deux manipulateurs ont réitéré l'expérience de mesurage sur chacun des pieds. Une moyenne et une déviation sont calculées à partir des mesures. Ils ont obtenu une différence moyenne des mesures modèles vs mesures objets de 0.0 ± 0.7 mm.

Les mêmes auteurs ont validé la reconstruction physique d'une réplique d'un pied fait par prototypage rapide (PR). Le modèle 3D, construit à partir des images CT, a été importé dans le logiciel Mimics dans lequel une segmentation a été pratiquée pour séparer les contours. Un modèle surfacique du pied est ensuite créé (200 000 triangles). Le modèle est transféré dans le logiciel Quickslice pour la génération du chemin outil qui sera utilisé par une machine FDM (Fused deposition modeling, voir annexe 1). La Figure 3.7 nous présente la réplique en ABS et le pied cadavérique. Pour valider la réplique, les marqueurs, toujours visible sur la réplique, sont utilisés par l'observateur. Ce dernier mesure la distance d'un marqueur à l'autre qui sont par la suite comparées



**Figure 3.7 Pieds reproduit en ABS (gauche).
Pieds cadavérique (droite). Kirk et al. (2001)**

à celles du pied cadavérique. Une erreur moyenne de -0.3 ± 0.4 mm a été ainsi obtenue. Nous remarquons que les marqueurs sont de dimensions assez importantes pour modifier la précision des mesures. En fait, le positionnement précis de l'outil de mesure devient difficile. Par contre, l'utilisation de plusieurs mesures et manipulateurs permet d'obtenir une moyenne de lectures qui permet d'obtenir une bonne précision et exactitude.

Leotta et Martin (2000) évaluent la capacité de l'imagerie 3D par ultrasons pour la mesure d'épaisseur de tendon. Leur approche utilise à la fois un fantôme et un fémur humain. Le fantôme est un tube de 5cm de diamètre avec une paroi d'épaisseur uniforme. Le fémur est placé à l'intérieur et le tout est balayé par ultrasons. Cette méthode présente l'avantage d'avoir une dimension connue utilisable comme référence. Ainsi, ce fantôme sert lors de

la validation des dimensions et de leur précision. Ils obtiennent 75.5% des points qui ont une variation de moins de 0.5mm et 0.1% de plus de 1.5mm.

Il est pertinent de tenir compte du travail de Viceconti et al. (1999). Contrairement à la méthode de segmentation 2D que nous utilisons, ceux-ci comparent deux méthodes de segmentation 3D, soit le "Standard Marching Cube" (SMC) et le "Discretized Marching Cube" (DMC). La segmentation SMC est produite par le programme AVS (Advanced Visual Systems) et la DMC est produite par DiscMC. Le SMC est un algorithme de segmentation 3D qui extrait automatiquement des surfaces de densité égale à partir

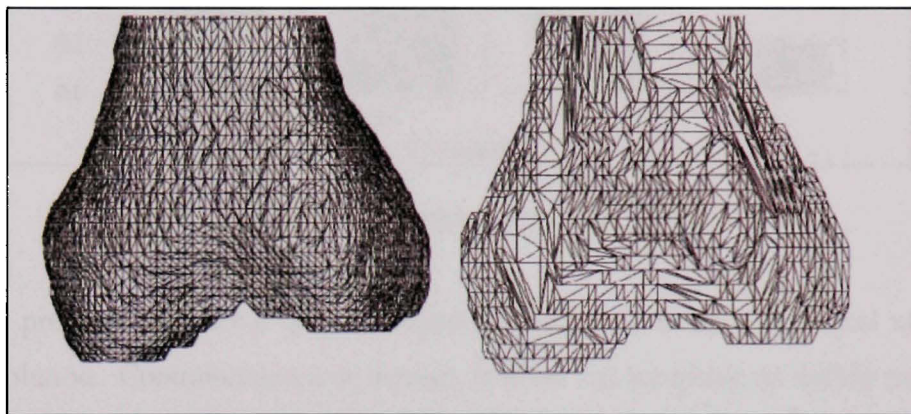


Figure 3.8 SMC (gauche), DMC (droite). Viceconti et al. (1999)

d'un ensemble de données 3D. Un volume surfacique est produit et est constitué de triangles, Figure 3.8. Le défaut de cette approche est la quantité importante de triangles nécessaires à la représentation de la surface. Ceci provoque habituellement des erreurs de constance surfacique telles le manque de triangles (surface incomplète). L'algorithme DMC a été conçu pour réduire la quantité de triangles et pour résoudre les erreurs surfaciques du SMC au détriment d'une plus faible précision. La simplification est réalisée lors de la détection des surfaces. Afin de vérifier l'exactitude et la précision des modèles, les auteurs ont comparé les modèles 3D construits à partir de la méthode segmentation 3D aux modèles 3D construits à partir d'une segmentation 2D. Ils proposent, en guise d'alternative, la prise d'un nuage de points sur la surface de l'os avec une

machine à mesurer les coordonnées (MMT). La Figure 3.9 présente les erreurs obtenues pour les deux types de segmentations 3D.

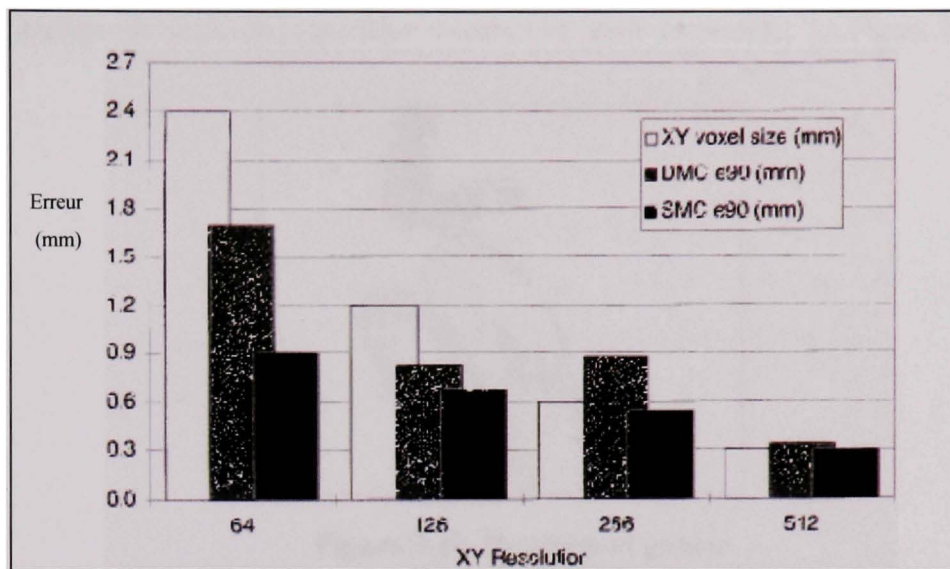


Figure 3.9 Comparaison SMC-DMC

Le SMC présente une erreur qui est toujours inférieure à la taille du voxel utilisé pour toute résolution. Contrairement à ce dernier, le DMC est incapable de définir précisément les zones de grande variation géométrique comme les condyles.

Il est intéressant de faire ressortir l'idée des marqueurs attachés au genou. Ces marqueurs nous permettraient de faire une comparaison rapide entre le modèle et le genou cadavérique. La forme des marqueurs pourrait être modifiée pour obtenir des points plus précis et plus aisément mesurables que ceux utilisés par Fontenla et al. (2000). L'ajout d'un fantôme semble aussi être une idée envisageable lors de la validation des mesures. En fait, les dimensions connues du fantôme attaché au fémur, nous permettraient de vérifier la qualité de la modélisation.

3.2 Évaluation de surfaces gauches

Après avoir évalué le modèle du genou, nous devons apprécier l'exactitude et la précision de la surface intérieure de la prothèse construite à partir du modèle. La Figure 3.10

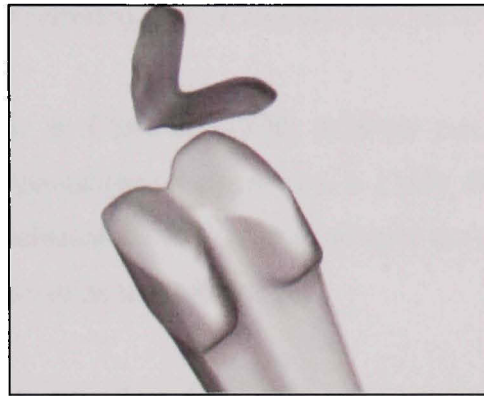


Figure 3.10 Prothèse et genou (schématisation).

présente les deux surfaces, c'est-à-dire, la surface intérieure de la prothèse et la surface fémorale du genou. Celles-ci devront s'épouser avec une distance d'au plus 1mm. Nous avons ici deux surfaces gauches de géométries inconnues. Nous remarquons que peu de recherches, dans le domaine médical, nous permettent de mesurer la distance entre deux surfaces gauches de géométries inconnues. Pour ce faire, nous nous sommes retournés vers la littérature en génie mécanique et en métrologie. Dans ce cas, les chercheurs se sont plutôt concentrés sur la demande industrielle qui est de comparer une surface gauche à son modèle nominal CAO. Par contre, les algorithmes ou les approches qu'ils utilisent pourraient nous servir dans l'évaluation de la qualité de reproduction des surfaces condyliennes.

Pour réussir à comparer deux objets, la démarche qui semble être la plus utilisée est la suivante :

- prendre une série de points sur la surface de la pièce dupliquée ;
- reproduire avec précision la surface de cette pièce (faire un modèle) ;

- recalculer le modèle et son modèle nominal (CAO). Ce recalcul aide à diminuer les erreurs dues au mauvais alignement des surfaces. La littérature propose plusieurs algorithmes de recalcul (Menq et Chen (1996), Song et Kim (1997), Choi et Kurfess (1999), Chatelain (2005));
- vérifier les déviations (erreurs) entre le modèle nominal et la réplique.

Les travaux de Bourdet et Clément (1978) présentent une méthode matricielle pour comparer deux formes géométriques complexes à l'aide de nuages de points. Cette méthode, simplifiée en utilisant un Z fixe, nous permet aussi de comparer les contours. Nous présentons ici un survol de leur méthode.

Pour faire un placement de deux formes l'une par rapport à l'autre il faut :

1. Placer les deux formes très proches l'une de l'autre en faisant coïncider un repère de dégauchissage commun aux deux formes (ex C.G.).
2. Choisir l'une des deux formes comme forme de référence
3. Définir des points M_{th_i} (X_i , Y_i , Z_i) sur la forme de référence et en chaque point M_{th_i} définir la normale unitaire à la surface (a_i , b_i , c_i). Chaque normale peut, par exemple être obtenue par mesure de deux points supplémentaires très proches du point M_{th_i} , la normale n_i étant la normale au plan passant par les 3 points.
4. Établir, en projection sur chaque normale n_i , les distances ks_i entre les points M_{th_i} et les points M_i correspondant à la deuxième forme.

Les deux formes se trouvent alors complètement définies par un tableau de N lignes (N étant le nombre de points définissant les surfaces ou contours) et 7 colonnes (X_i , Y_i , Z_i , a_i , b_i , c_i , ks_i).

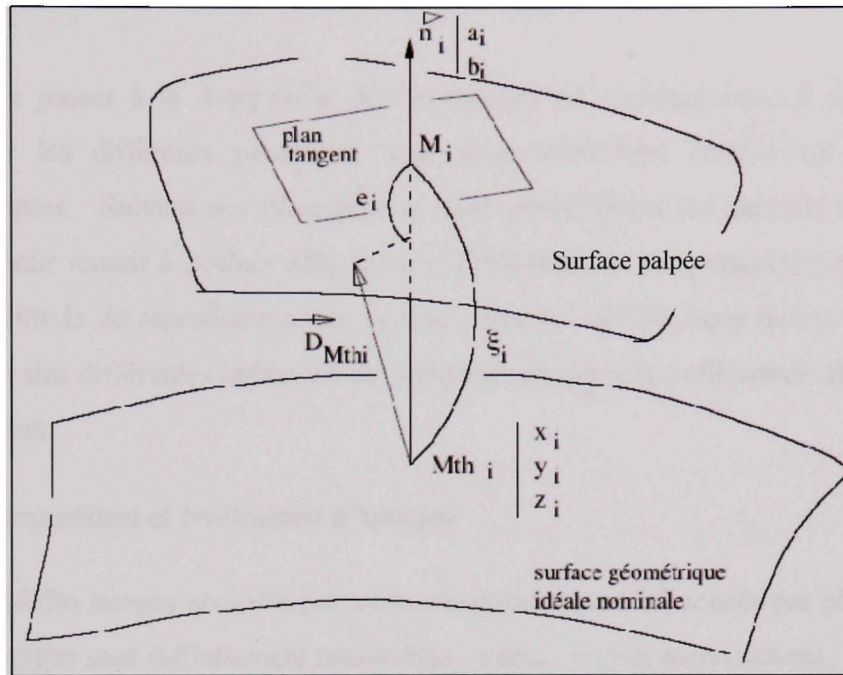


Figure 3-11. Surfaces à évaluer.

CHAPITRE 4

MÉTHODOLOGIE

Avant de passer à la description des techniques de comparaisons, il est important de présenter les différents paramètres que nous souhaitons étudier sur les spécimens cadavériques. Suivant ces descriptions, nous présenterons les gabarits que nous avons conçus pour réussir à évaluer efficacement l'influence de ces paramètres sur la qualité de notre méthode de reproduction des contours osseux. Enfin, nous ferons une description complète des différentes méthodes de comparaison que nous utiliserons afin de quantifier la précision.

4.1 Acquisition et traitement d'images

La qualité des images acquises par tomodensitométrie est influencée par plusieurs facteurs dont les effets sont difficilement mesurables. Parmi ceux-ci mentionnons :

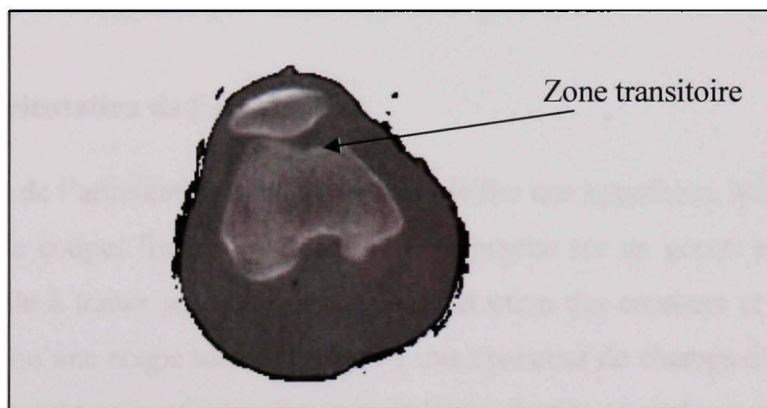
1. L'état de l'articulation ;
2. Le choix du filtre de reconstruction ;
3. L'orientation de l'articulation.

4.1.1 Effet de l'état de l'articulation sur la reconstruction de l'image

En étudiant l'effet des tissus, nous cherchons principalement à évaluer la difficulté avec laquelle nos algorithmes de traitements de données repèrent les contours osseux du genou par rapport au cartilage des condyles. Sachant que le flou influence l'exactitude, nous cherchons donc à mesurer l'effet du flou inhérent engendré par la technique de reconstruction d'images tomodensitométriques, Doré (1992), et le flou secondaire engendré par les tissus enveloppant l'articulation, incluant les tissus mous et le cartilage. La Figure 4.1 nous présente l'image de coupe d'un genou obtenu par tomographie à rayon X. Nous pouvons y remarquer la zone transitoire qui existe entre les tissus environnants et

l'os cortical. Ainsi, pour nous permettre de vérifier l'effet de cette zone sur notre traitement d'image, nous avons conclu qu'il serait intéressant d'évaluer l'articulation sous trois états différents :

1. Le premier état vise à prendre des images du genou entier. En d'autres termes, aucun tissu ne sera enlevé de la région du genou. Cela nous permettra d'évaluer la qualité de la reconnaissance des contours osseux tel qu'utilisés lors d'une intervention sur un patient.
2. Le deuxième état cherche à évaluer l'effet de flou causé par le cartilage des condyles seulement. Alors, tous les autres tissus autour de la partie fémorale du genou seront retirés pour ne laisser que le cartilage.
3. Le troisième état sert à évaluer l'effet d'un contraste franc en retirant le cartilage de la surface condylienne. Cet état devrait présenter le meilleur résultat des trois lors de l'évaluation de la qualité.



**Figure 4.1 Image prise par tomographe à rayon x.
Coupe transversale du genou.**

Le détail des interventions sera présenté au chapitre 5.

4.1.2 Le filtre de reconstruction de l'image

Les fabricants de tomodensitomètres ont programmé différents filtres de reconstruction d'image permettant à l'utilisateur de choisir le meilleur compromis entre la présence de flou, qui influence grandement l'exactitude, et de bruit, responsable en grande partie de la perte

de précision, présents dans l'image. Une atténuation du bruit se fera au détriment d'un plus grand flou et vice-versa. Le filtre de reconstruction a été choisi de la façon suivante : nous avons pris une série d'images d'un de nos spécimens cadavériques de genou pour plusieurs filtres disponibles. Nous avons ensuite visuellement évalué la netteté des contours de l'os cortical du genou pour chacun de ceux-ci. Cette évaluation fut très rapide. En observant les images à l'écran, le filtre qui se nommait «oreille» présentait une netteté beaucoup plus évidente que les autres filtres disponibles. En plus, la technicienne en imagerie qui nous assistait dans nos démarches nous confirmait que ce filtre était celui utilisé pour l'observation des articulations précédant les interventions chirurgicales. C'est donc en utilisant ce filtre que toutes les séries d'images ont été prises. Il est important de mentionner que nous avons utilisé une avance de 1 mm par tour d'émission non continue par rapport à l'axe de déplacement du lit du tomographe. En d'autres termes, nous n'utiliserons pas l'appareil avec une avance hélicoïdale car ce dernier introduit un flou additionnel à celui engendré par l'effet de volume partiel.

4.1.3 L'orientation de l'articulation

L'orientation de l'articulation nous permet de vérifier une hypothèse. Nous prévoyons que les images de coupes finales prises par le tomographe sur un genou présenteraient une région difficile à traiter par notre procédé de détection des contours et de krigeage. En fait, sachant qu'une coupe tomographique a une épaisseur de champs d'environ 1 mm, il nous semblait évident que la dernière zone balayée, dont la normale est perpendiculaire au plan de travail du portail, allait présenter une plus grande erreur. Cette erreur découle du phénomène de volume partiel. Celui-ci provient du mélange de plusieurs tissus à l'intérieur d'un même voxel (voir lexique). Sa prise en compte permet des segmentations plus précises et de meilleures quantifications. C'est en considérant cette situation que nous faisons l'hypothèse que l'angle idéal pour positionner le genou d'un patient devrait faire en sorte que la première et la dernière coupes devraient correspondre à un endroit de changement de géométrie important ou de rayon prononcé, voir Figure 4.2. La zone la plus à risque est la partie distale des condyles. C'est à cet endroit que la prothèse subit la

plus grande charge lors de la marche, Figure 4.2. Il est donc important de minimiser l'erreur d'apposition entre la prothèse et l'os dans cette zone.

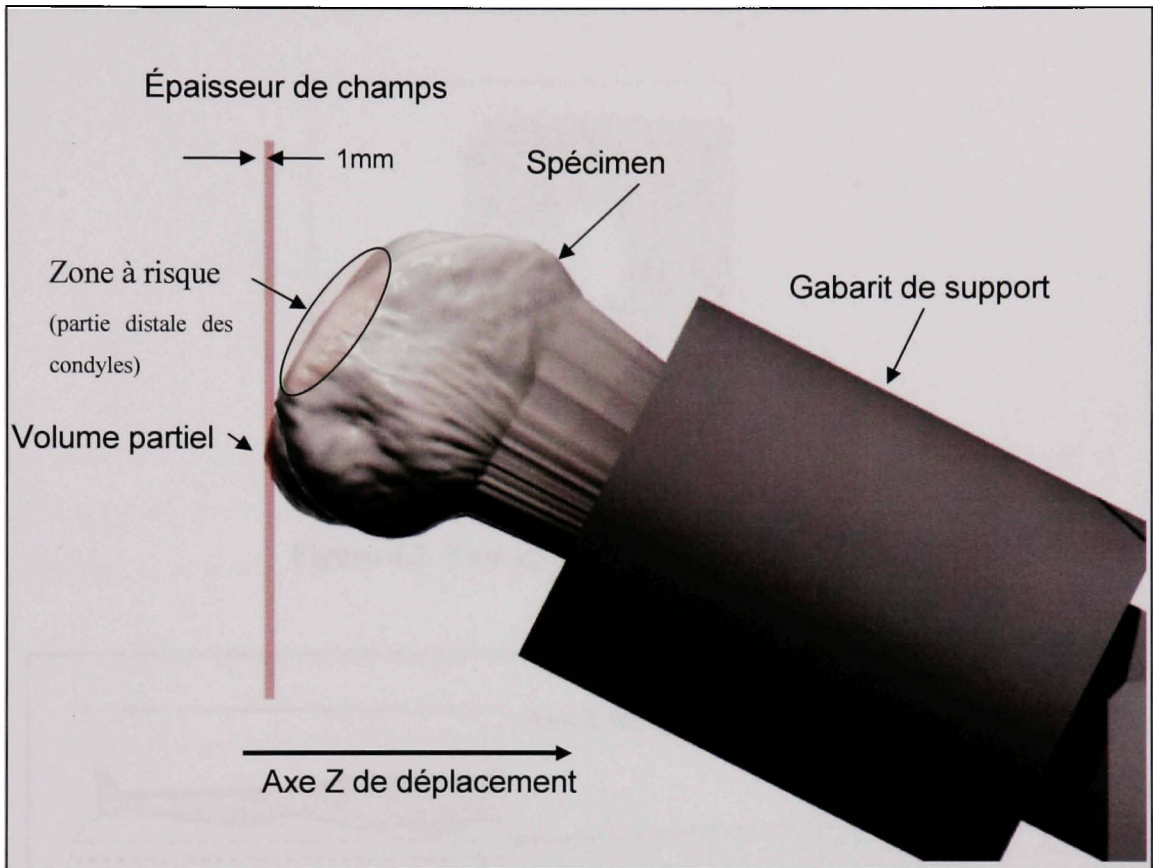


Figure 4.2 Volume partiel.

Nous évaluerons donc différents angles possibles entres-eux afin de simuler les positions possibles d'un patient. Sachant que l'axe de déplacement du lit du tomographe est Z, nous positionnons la jambe du patient par rapport à cet axe, voir Figure 4.3. La Figure 4.4 présente la position du patient sur la table du tomographe. Nous avons donc décidé d'évaluer quatre orientations, trois sont des positions envisageables pour le patient et une servira d'étalon :

1. Le patient est couché sur le dos avec les jambes allongées (pire situation d'effet de volume partiel).
2. Le patient est couché sur le dos avec les jambes repliées (position réaliste).

3. Le patient est couché sur le côté avec les jambes repliées.
4. Position étalon, axe de la jambe perpendiculaire à l'axe du tomographe en direction de l'axe y (non réaliste mais minimisant l'effet de volume partiel).

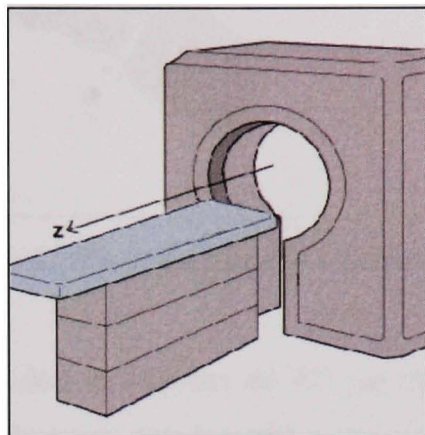


Figure 4.3 Tomographe à rayons X.

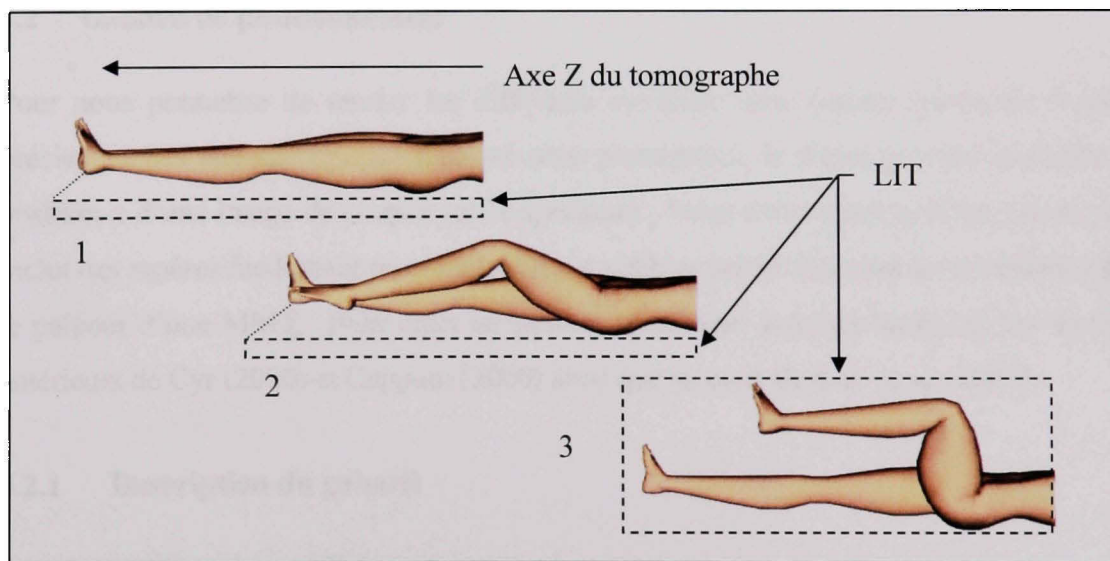


Figure 4.4 Positions réalistes du patient.

L'angle étalon est un angle où l'effet de volume partiel se présentera sur les côtés de l'articulation, voir Figure 4.5. Ce qui, selon nous, devrait représenter une surface condylienne reconstruite avec le moins d'erreur possible.

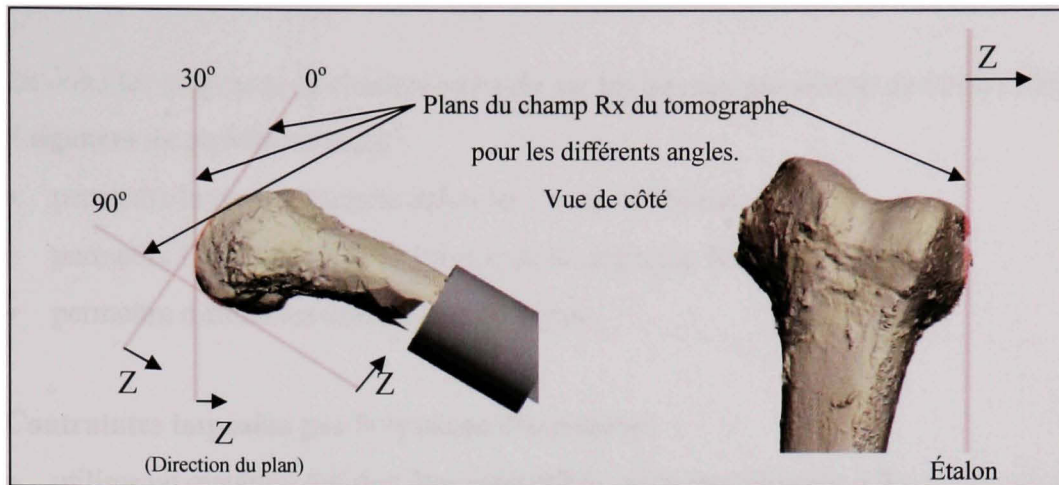


Figure 4.5 Plans du champs à différents angle.

D'après nous, l'angle idéal devrait être de 30° par rapport à l'axe de déplacement du tomographe. Nous analyserons cette hypothèse plus loin suite à l'expérimentation sur les spécimens cadavériques.

4.2 Gabarit de positionnement

Pour nous permettre de recalcr les différents modèles, nous aurons besoin de repères précis attachés aux spécimens. Ceux-ci nous permettront de retrouver avec précision la position z d'une image de coupes sur le spécimen. Nous avons donc créé un gabarit qui inclut des repères facilement reconnaissables et visibles par les Rx ainsi qu'accessibles par le palpeur d'une MMT. Pour créer ce gabarit, nous nous sommes basés sur les travaux antérieurs de Cyr (2000) et Capponi (2000) ainsi que de ceux de Kirk et al. (2001).

4.2.1 Description du gabarit

Le gabarit a donc deux utilités :

1. Servir de système d'axe commun entre le tomographe et la MMT.
2. Tenir le fémur pendant la prise d'image au tomographe et pendant la numérisation avec une MMT.

En voici les exigences de conception basée sur les travaux précédents de Grifo (2002):

Exigences de positionnement :

- permettre le positionnement selon les 3 axes cartésiens ;
- permettre l'alignement avec l'axe Z du tomographe Rx ;
- permettre différentes orientations du genou.

Contraintes imposées par le système d'imagerie :

- utiliser un matériau qui doit être perceptible par la tomographie à Rx ;
- être assez compacte pour servir avec la table d'orientation (Cousineau (1998)) ;
- exclure l'utilisation de métaux aux endroits susceptible d'être balayés.

Exigences de manipulation :

- permettre l'accessibilité à l'articulation lors de la prise de mesure des contours (MMT) ;
- être rigide ;
- pouvoir détacher le fémur du gabarit et être capable de le remettre à la même position avec la même orientation après les observations.

Le gabarit est composé de trois éléments importants : le réceptacle, le corps cylindrique et la base. Commençons par regarder les exigences demandées à celui-ci.

4.2.1.1 Le réceptacle

Le réceptacle, illustré à la Figure 4.6, est la partie qui sert à tenir et à fixer le fémur sur le corps cylindrique. Pour nous permettre de maintenir le fémur dans le réceptacle, un mastic polyester avec durcisseur est placé à l'intérieur du réceptacle où le fémur est centré. Après polymérisation, le fémur est maintenu en place sans risque que ce dernier puisse se déplacer. Il est impératif que l'assemblage fémur /réceptacle soit fixé solidement et qu'il n'y ait aucun jeu.

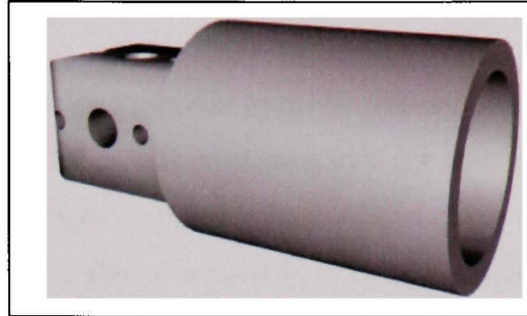


Figure 4.6 Réceptacle.

4.2.1.2 Le corps cylindrique

La Figure 4.7 illustre le corps cylindrique qui est composé principalement de rainures et de trous qui servent de repères. Les trous, de rayons très faibles, sont centrés sur l'axe longitudinal du corps. Ces trous permettent à l'utilisateur d'orienter l'axe du corps cylindrique avec celui du tomographe. La méthode est simple : deux images sont prises aux extrémités du corps cylindrique à l'emplacement des trous. À l'aide de celles-ci, à même l'écran d'ordinateur, on peut repérer les coordonnées des trous avec le curseur. Nous itérons la prise d'image jusqu'à ce que les coordonnées des trous dans les deux images soient identiques. Dès lors, nous savons que l'axe du cylindre est parallèle à l'axe du tomographe. Les deux rainures sont à une distance fixe de 80 mm et perpendiculaires à l'axe du corps. Ces deux rainures nous permettent donc de vérifier si les axes sont vraiment parallèles. Le corps cylindrique permet aussi d'orienter le réceptacle de 0 à 90 degrés avec un incrément de 15 degrés par rapport à l'axe longitudinal du corps.

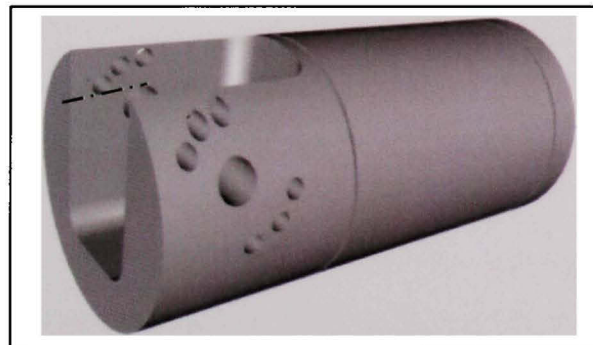


Figure 4.7 Le corps cylindrique.

4.2.1.3 La base

La base (Figure 4.8) permet de supporter le corps cylindrique et le réceptacle. La partie inférieure de la base est assez grande pour permettre une stabilité au gabarit et maintenir en équilibre l'ensemble lorsque le genou y sera installé. Une vis, non présentée dans la figure, permet de supporter la charge lorsque le genou sera positionné à l'horizontal.

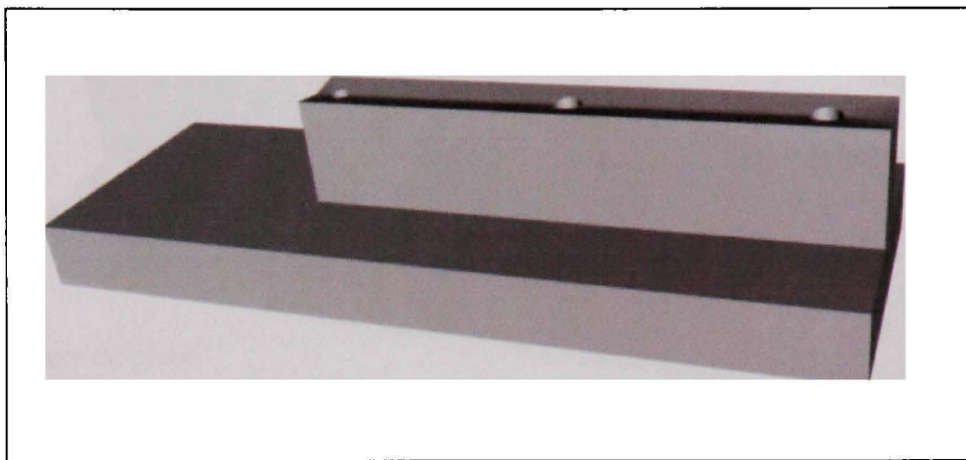


Figure 4.8 Base.

La Figure 4.9 présente l'assemblage complet du gabarit de positionnement. Nous pouvons voir que le fémur est maintenu dans le réceptacle. Ce dernier est attaché au corps cylindrique par un axe de pivot. Les deux goupilles d'arrêt permettent de maintenir le réceptacle dans un angle de : 15, 30, 45, 60, 75 ou 90°. Nous remarquons aussi la vis de soutien qui aide au support du réceptacle.

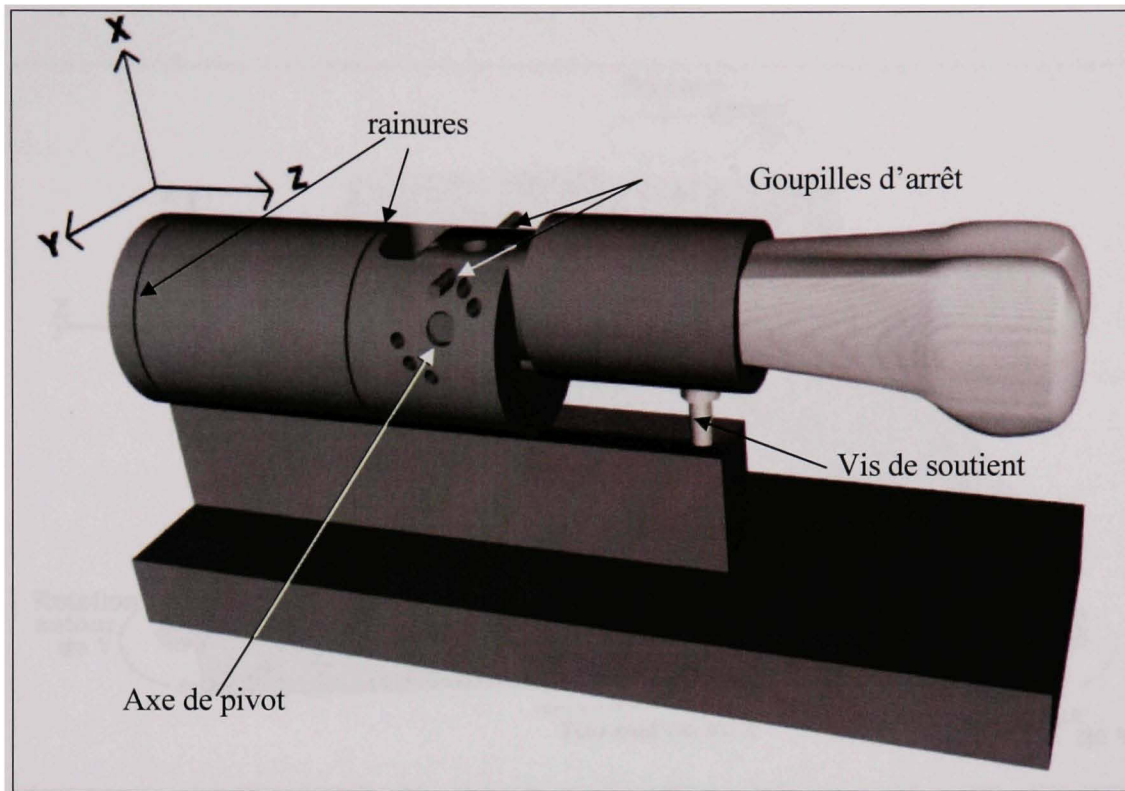


Figure 4.9 Assemblage du gabarit de positionnement.

4.3 Table d'orientation

Pour nous permettre d'orienter et de positionner le gabarit sur le lit du tomographe, une table d'orientation a été développée par Cousineau (1998). Cette table permet d'orienter le gabarit de positionnement selon l'axe du tomographe. La Figure 4.10 présente la table et le gabarit de positionnement selon l'axe du tomographe. Elle permet de faire une rotation autour des axes X, Y et une translation selon Z. La table permet donc d'orienter l'axe du corps cylindrique et de positionner les rainures parallèles au plan XY du tomographe.

Cette table sera utilisée lors de l'acquisition d'images par le tomographie. Elle supportera le gabarit de positionnement et sera placée sur le lit du tomographe en simulant la position du patient.

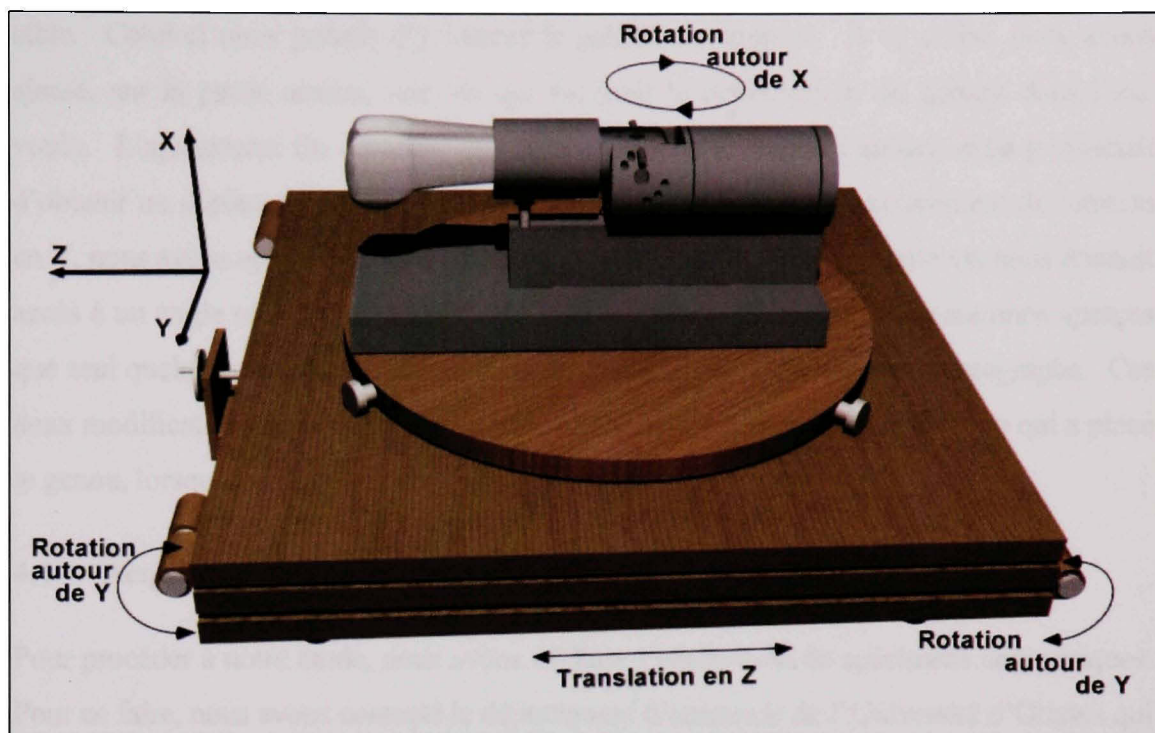


Figure 4.10 Table d'orientation avec gabarit de positionnement.

4.3.1 Ajustement de la table de positionnement

La table de positionnement avait été originalement conçue pour utiliser un fantôme cylindrique comme présenté à la Figure 2.4 B). Lorsque nous sommes arrivés avec le gabarit de support et un spécimen cadavérique installé à 90 degrés, nous nous sommes aperçus que le genou, la partie qui devait être centrée dans le portique du tomographe, était hors champ. La table de positionnement, additionnée au gabarit de support et du spécimen cadavérique, étant trop haute pour obtenir une image du genou.

Sachant que nous ne pouvions faire de modification sur le gabarit de support et que nous ne pouvions toucher au spécimen cadavérique il ne restait que la possibilité de modifier la table. Nous avons donc dû trouver une astuce pour remplacer la translation en Z et la rotation autour de l'axe Y. La Figure 4.11 nous présente la table originale avec le gabarit et la table modifiée. La première modification consistait à reproduire le déplacement de

translation en Z. Pour ce faire, nous avons ajouté un cadre sur la partie tournante de la table. Celui-ci nous permis d'y insérer le gabarit de support. À ce cadre, nous avons ajouté, sur la partie arrière, une vis qui facilitait le déplacement du gabarit dans l'axe voulu. L'ajustement fin du cadre aux dimensions de la base du gabarit nous permettait d'obtenir un déplacement uniaxial en Z. Ensuite, pour recréer le mouvement de rotation en Y, nous avons ajouté une vis d'ajustement à l'arrière de la table. Cette vis nous donnait accès à un angle plus restreint autour de l'axe Y. Par contre, nous nous sommes aperçus que seul quelques degrés suffisaient pour mettre le gabarit dans l'axe du tomographe. Ces deux modifications nous ont permis d'enlever la partie inférieure de la table, ce qui a placé le genou, lorsqu'il était à 90°, tout juste sous la limite du champ.

4.4 Acquisition de genoux cadavériques

Pour procéder à notre étude, nous avons dû faire l'acquisition de spécimens cadavériques. Pour ce faire, nous avons contacté le département d'anatomie de l'Université d'Ottawa qui offre le service de préparation et de transport de spécimens. Nous cherchons à faire l'étude sur trois spécimens de genoux cadavériques. Ceux-ci nous permettront d'obtenir une variance dans nos résultats obtenant ainsi une moyenne plus représentative et concluante. Nous avons mentionné précédemment que nous voulons simuler l'état du genou. Pour ce faire, il est important de garder le fémur, le tibia, la rotule ainsi que tous les tissus mous entourant cette région. Nous avons choisi comme dimension une longueur hors tout d'environ 25 cm, soit : 15 centimètres pour la partie fémorale et 10 centimètres pour la partie tibiale comme présenté à la Figure 4.12.

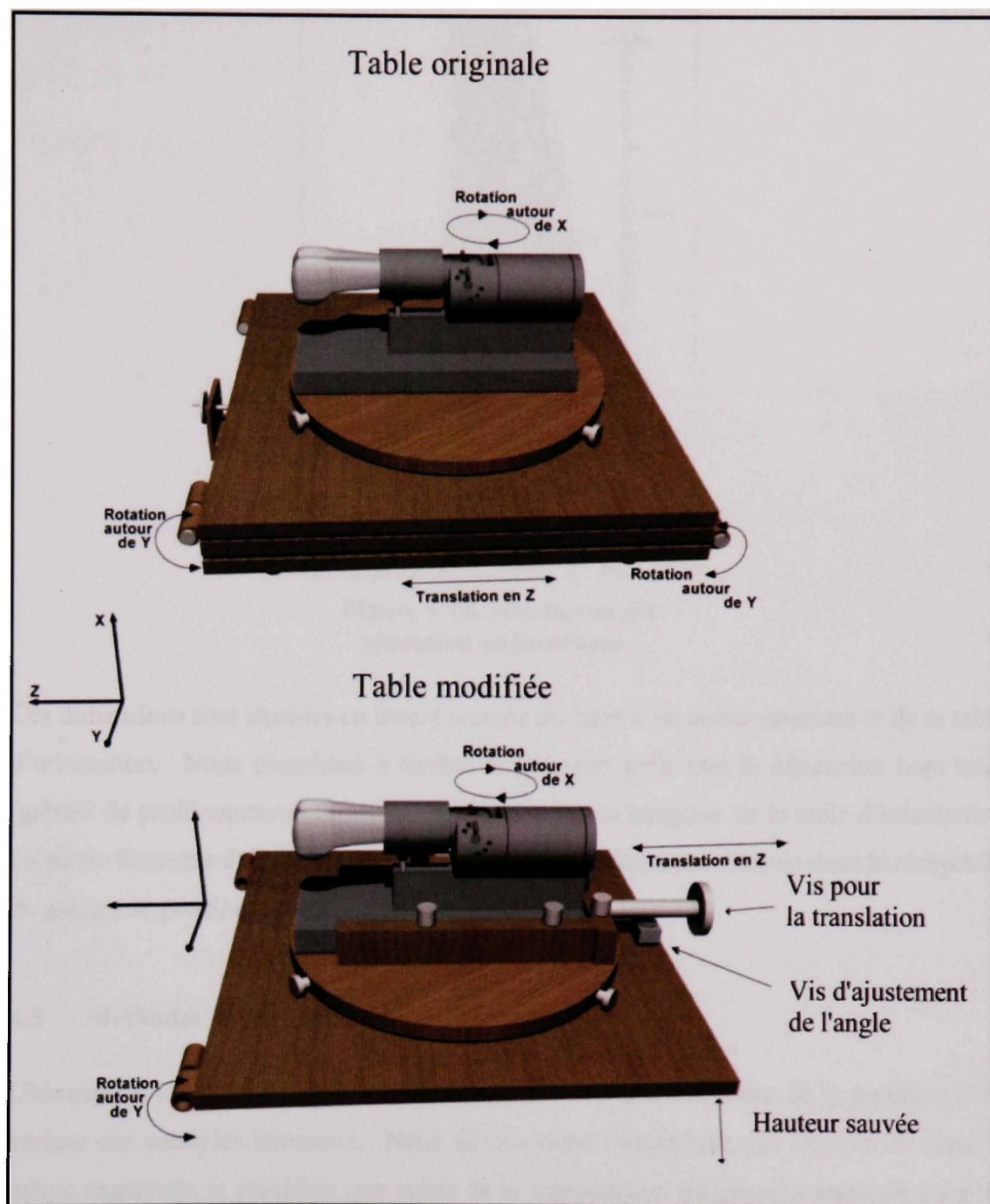


Figure 4.11 Modification de la table de positionnement.

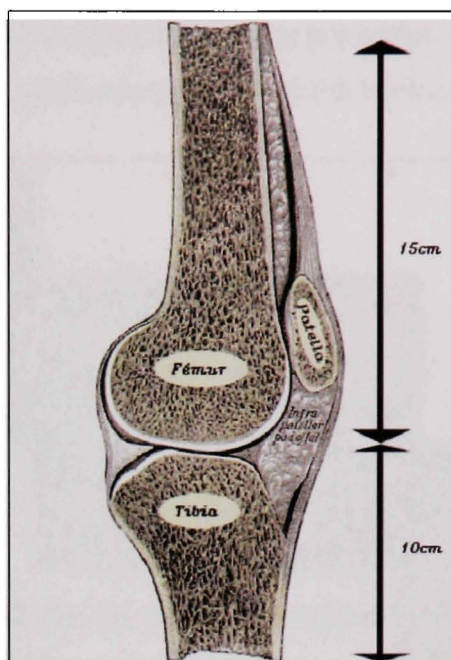


Figure 4.12 Dimension du spécimen cadavérique.

Ces dimensions sont choisies en tenant compte du gabarit de positionnement et de la table d'orientation. Nous cherchons à limiter la longueur pour que la dimension hors tout, (gabarit de positionnement et genou) ne dépasse pas la longueur de la table d'orientation. La partie fémorale doit être assez longue pour être partiellement insérée dans le réceptacle du gabarit de positionnement.

4.5 Méthodes de comparaison

Ultimement, les deux surfaces à comparer sont la surface intérieure de la prothèse et la surface des condyles fémoraux. Nous faisons donc l'hypothèse que l'empreinte aura la même exactitude et précision que celles de la reproduction du genou à partir de laquelle elle aura été créée. Cette hypothèse est tirée du fait que le modèle krigé du genou sera importé dans un logiciel CAO et que son empreinte sera créée ensuite par soustraction booléenne. De cette façon, l'empreinte ainsi tirée sera pratiquement parfaite dans les

limites des méthodes mathématiques utilisées par le logiciel. La Figure 4.13 nous présente un modèle dont on prend l’empreinte par soustraction booléenne.

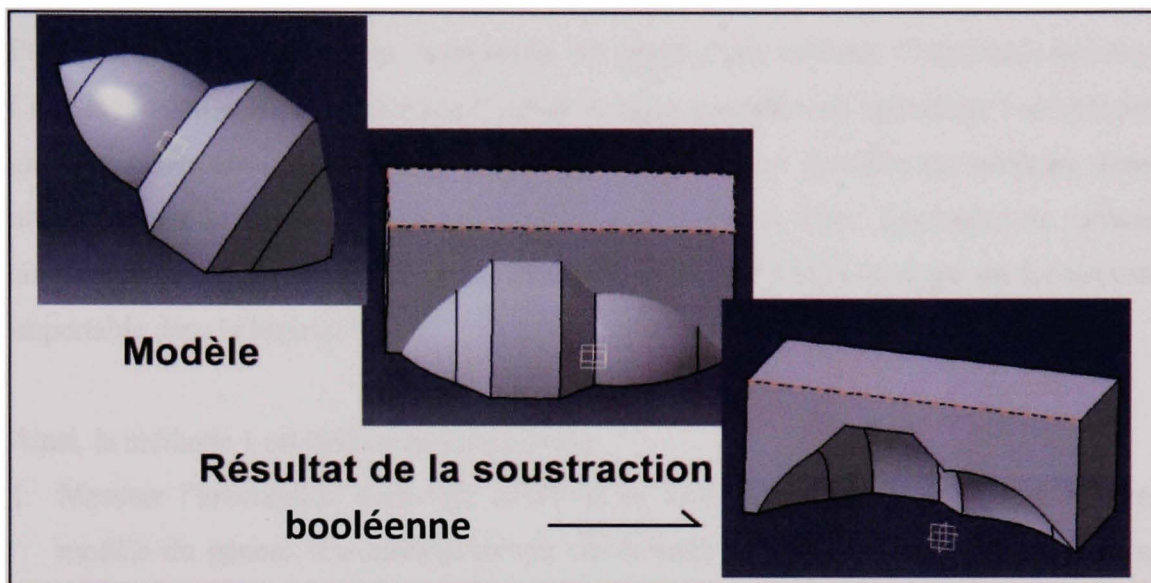


Figure 4.13 Exemple d’une soustraction booléenne.

À partir de cette empreinte, il est facile de fabriquer une reproduction de la prothèse par prototypage rapide. Ainsi, les méthodes de comparaison qui suivent sont majoritairement orientées vers l’évaluation de la reproduction des genoux.

Nous suggérons donc l’utilisation de deux approches différentes. La première est fondée sur la comparaison de modèles surfaciques alors que dans la seconde, ce sont des contours qui sont comparés. Ces approches complémentaires nous permettront de valider notre technique de reproduction du genou ainsi que la qualité des prothèses qui seront éventuellement tirées de cette reproduction.

4.5.1 Méthode 1 : approche surfacique

Avec cette méthode, nous désirons comparer trois types de modèles provenant d’un même genou cadavérique. Pour nous permettre de faire ces comparaisons, nous avons utilisé un logiciel reconnu par l’industrie comme étant un des outils les plus performants pour la

CAO : CATIA de Dassault systèmes. La version 5 a été utilisée au cours de la présente recherche.

Pour réussir cette comparaison, nous avons fait usage d'une méthode d'ingénierie inverse. Cette méthode, souvent utilisée par l'industrie, nous permettra de reproduire les surfaces gauches, celles des condyles, dans le logiciel de CAO. Pour produire ces surfaces, nous utiliserons une MMT avec un palpeur contact ou avec palpeur laser. Les points de surface ainsi recueillis seront par la suite enregistrés dans un fichier ASCII texte qui est facilement importable dans le logiciel CAO.

Ainsi, la méthode 1 est divisée en trois parties :

1. Mesurer l'articulation avec une MMT et en reproduire dans le logiciel CAO un modèle du genou. Ce modèle servira par la suite de référence pour les différentes comparaisons.
2. Comparer le modèle krigé avec le modèle de référence construit en 1.
3. Comparer la reproduction, construite à partir du modèle krigé et fabriquée par prototypage rapide, avec le modèle de référence fait en 1.

4.5.1.1 Création de modèles de références des genoux

Nous cherchons ici à construire un modèle de référence à partir du genou cadavérique. Pour réussir ceci, le genou cadavérique doit être complètement nettoyé. En d'autres termes, tous les tissus mous, les ligaments et les condyles sont enlevés. Seulement l'os sera considéré pour qu'aucun tissu ne vienne interférer avec la prise de points. Ainsi, il nous sera possible de reproduire la surface du genou cadavérique avec une grande qualité en utilisant une MMT.

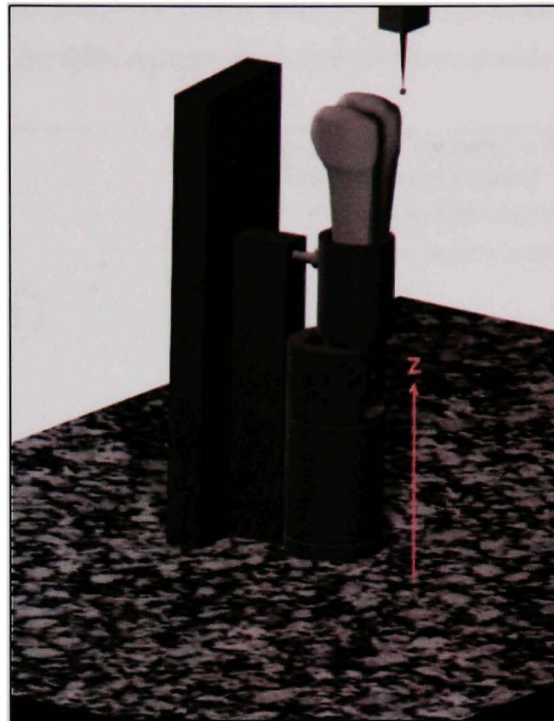


Figure 4.14 Gabarit de positionnement sur le marbre d'une MMT standard.

Lors d'essais préliminaires sur une MMT à trois axes, schématisé à la Figure 4.14, nous nous sommes aperçus que la prise de point sur la surface des condyles des spécimens cadavériques allait être très longue et ardue. De plus, transporter les spécimens cadavériques vers un laboratoire de métrologie comprenait beaucoup de difficultés, d'obstacles légaux et l'utilisation d'un transport spécialisé. Nous avons donc cherché une alternative et avons trouvé un instrument de mesure tridimensionnelle qui, tout en nous donnant plus de latitude, était mobile et nous permettait d'acquérir des points avec une grande qualité métrologique. Cet instrument, qui intègre deux technologies, est un bras à six axes portable auquel est attaché un instrument d'acquisition de coordonnées surfaciques par laser. La Figure 4.15 présente les technologies utilisées et leurs spécifications. L'avantage de ce bras est sa grande versatilité et sa facilité d'installation, tant que son appui demeure stable. Pour calibrer cet instrument de mesure, nous nous servons d'une sphère de dimension calibrée qui est installée sur la base du bras. Suite à

cette calibration, le bras peut être utilisé avec presque qu'autant de mobilité qu'un bras humain et l'ordinateur portable enregistre en tout temps sa position dans l'espace.

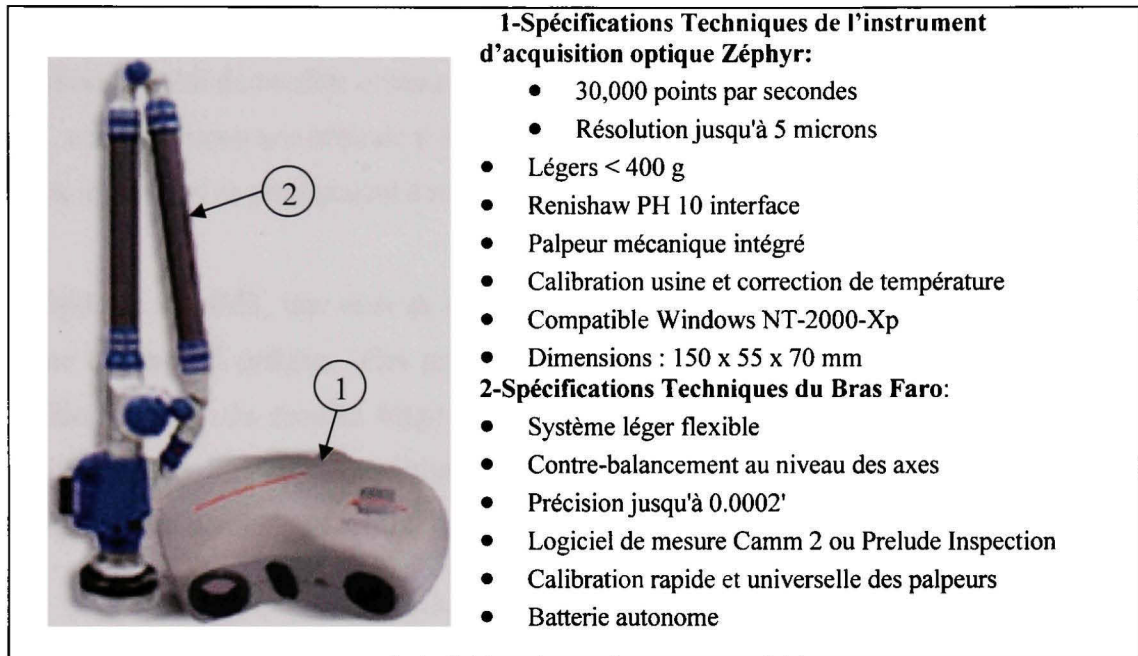


Figure 4.15 Spécifications techniques

Le nuage de points ainsi obtenu deviendra donc le modèle de référence du genou étudié. Pour permettre de positionner le nuage de point du spécimen obtenu tiré du krigeage, il nous faudra réorienter le système contenant le nuage de points de référence avec le nuage de points à vérifier. Sachant que le logiciel CATIA considère un nuage de points comme une entité, ce dernier accepte facilement des translations et des rotations qui nous permettront de superposer de façon approximative les nuages de points. Ensuite, en utilisant une fonction de recalage points à points, les points seront positionnés le plus précisément possible un par rapport à l'autre à l'aide de la méthode des moindres carrés intégrée dans le logiciel.

4.5.2 Méthode 2 : approche par contours

L'objectif de la deuxième méthode est une visualisation 2D des courbes formant le contour de l'os. Nous visons donc ici à apprécier entre eux deux contours de même position Z , celui du modèle obtenu par krigeage avec celui mesuré par la MMT. En fixant le Z , nous obtenons une série de points de coordonnées X, Y autour de l'axe Z .

Deux approches se présentaient à nous :

À l'aide de la MMT, une série de points est mesurée sur le spécimen cadavérique autour d'une distance Z précise. Ces points sont ensuite comparés avec les points de même position Z tirés du modèle krigé après avoir été recalés. L'utilisation du gabarit de positionnement lors de cette méthode prend beaucoup d'importance car c'est à partir des rainures de ce dernier que la position $Z=0$ du tomographe doit être fixée.

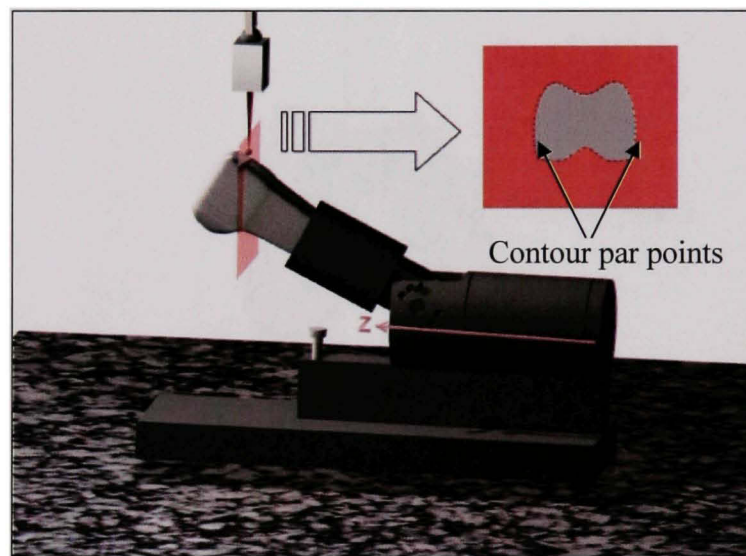


Figure 4.16 Contour par MMT.

La Figure 4.16 nous présente une illustration de cette approche. Cette dernière, utilisait une MMT 3 axes mécanique standard ce qui présentait plusieurs obstacles dont, entre-autres, la lenteur d'acquisition des points et la difficulté de bien positionner de façon exacte et précise la distance en Z .

Afin de palier aux difficultés rencontrées, nous avons décidé de superposer les nuages de points krigés et ceux acquis par la MMT pour ensuite ne choisir qu'une section Z définie entre deux plans rapprochés. Il s'agit donc d'une représentation par contour de données surfaciques obtenues par la méthode 1. La Figure 4.17 présente cette deuxième alternative utilisée sur un spécimen. Cette visualisation simple, à l'instar de celle surfacique se réalise entièrement dans le logiciel CATIA.

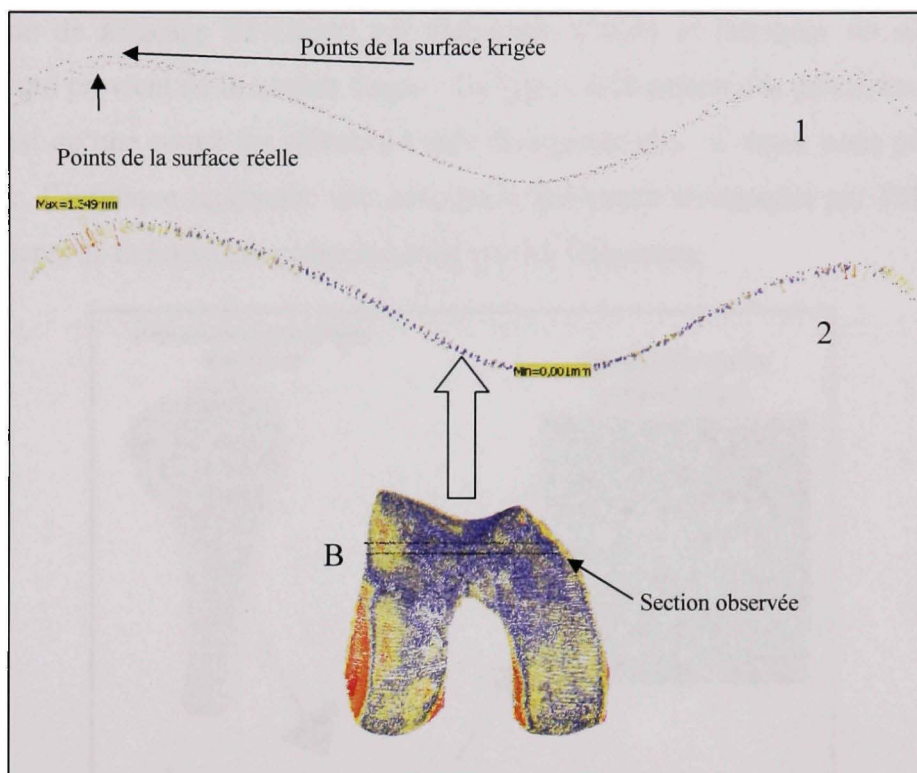


Figure 4.17. Méthode 2.

En résumé, la méthode 1 nous permettra d'apprécier l'ensemble des points, tandis que la méthode 2 nous permet de visualiser localement d'observer les variations.

4.6 Validation des méthodes

Avant de faire les essais sur un objet de surfaces inconnues, comme le genou, il nous semblait intéressant de trouver une façon de valider notre méthode. Nous avons donc

développé une astuce afin de dupliquer un genou en acrylique, obtenu par moulage silicone d'un os cadavérique, en utilisant la fabrication par prototypage rapide. Ce duplicata virtuel krigé est devenu la source pour la reproduction par prototypage rapide.

4.6.1 Reproduction d'un genou en acrylique

Cette partie nous a permis de faire deux choses : Faire des essais préliminaires avec le programme de krigeage développé par Galarneau (2006) et fabriquer un modèle de référence qui provient de la surface krigée. La Figure 4.18 présente le genou en acrylique utilisé ainsi qu'une coupe Rx obtenu à l'aide du tomographe. Comme nous pouvons le remarquer, l'acrylique représente une zone grise facilement discernable par l'algorithme de traitements de données des contours utilisé par M. Galarneau.

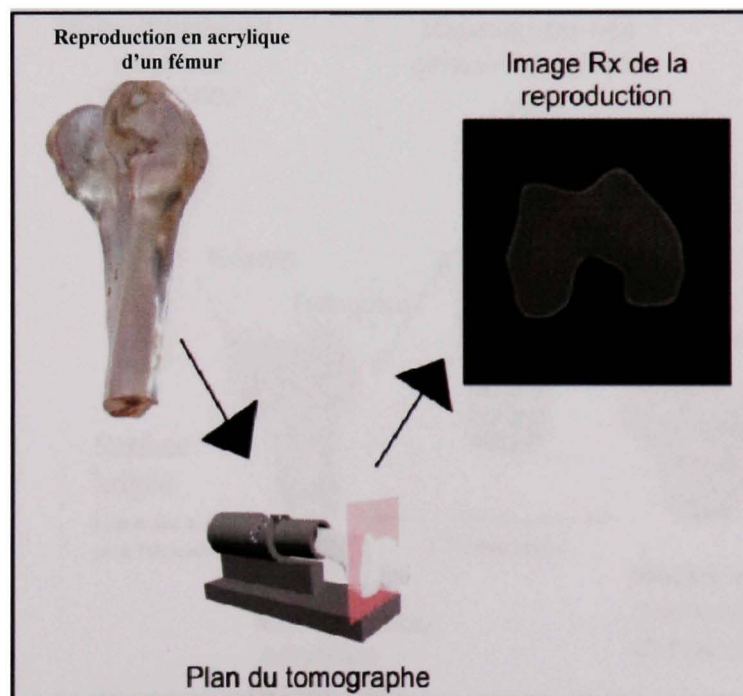


Figure 4.18 Genou acrylique et coupe Rx.

Suite à cette première expérimentation qui nous a donné un résultat très positif, nous avons décidé de récréer une reproduction en ABS (Acrylonitrile butadiène styrène) du genou en acrylique à l'aide du fichier surfacique que nous venions de créer et de la machine de

prototypage rapide. L'annexe 1 présente une courte explication du fonctionnement d'une machine de fabrication rapide de type "Fused deposition modeling". Nous avons donc ici un modèle CAO surfacique qui représente la source de la reproduction en ABS. Par la suite, nous avons placé la reproduction en ABS dans le réceptacle du gabarit de support et l'avons fait passer au tomographe pour obtenir une série d'images. Cette série fut analysée pour reconnaître les contours de l'objet et générer un modèle surfacique de la reproduction en ABS. Ainsi, il ne restait qu'à évaluer la précision de ce nouveau modèle à l'aide du modèle surfacique d'origine qui nous a permis de fabriquer la reproduction en ABS. Les résultats de cette comparaison seront discutés au chapitre 6. La Figure 4.19 présente le genou en acrylique avec sa reproduction en ABS insérée dans le réceptacle ainsi que les fichiers STL d'origine et de la reproduction.

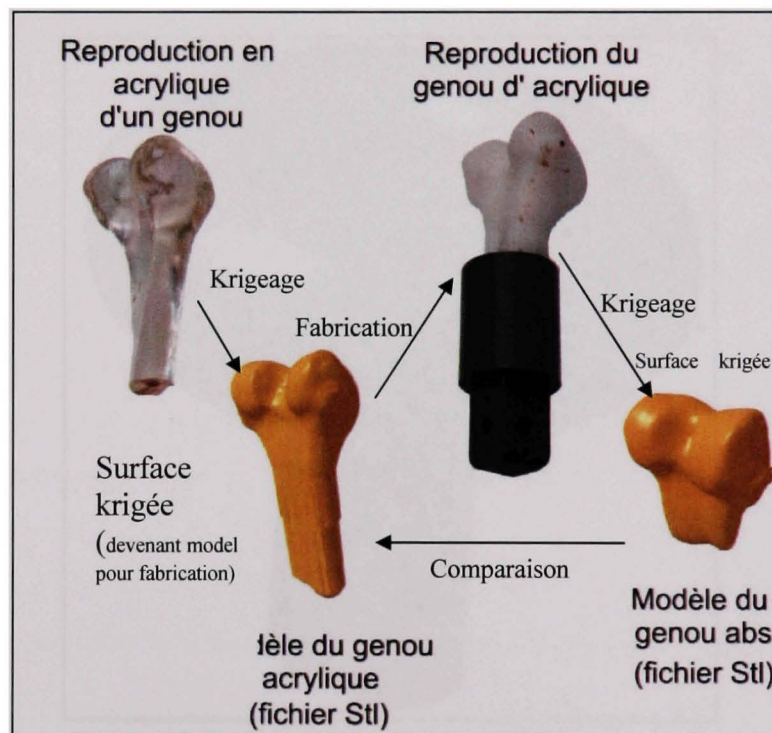


Figure 4.19 Comparaison des reproductions et de leur fichier STL.

4.7 Fantôme pour évaluation du procédé de fabrication par prototypage rapide

La fabrication du fantôme par prototypage rapide nous permet d'évaluer les performances de la machine FDM utilisée. Le fantôme est donc un objet qui est composé de géométries choisies avec soins pour visualiser et apprécier la qualité de fabrication par ce procédé. Le fantôme que nous avons conçu est présenté à la Figure 4.20. Nous remarquons la présence de plat pour mesurer les distances et vérifier la planéité. Les trous et les surfaces courbes nous permettent de vérifier la précision de la FDM pour reproduire des géométries dont la tangente à la surface est parallèle ou perpendiculaire à l'axe de fabrication de la machine. Nous cherchons à évaluer le niveau de précision avec lequel la FDM reproduira des genoux. L'analyse de ce fantôme et les impacts sur la reproduction d'un genou par procédé de prototypage rapide seront présentés au chapitre 6.



Figure 4.20 Fantôme.

CHAPITRE 5

EXPÉRIMENTATION

Nous présentons dans ce chapitre les procédures de prises de données. Cette partie du travail se divise en quatre sections : préparation des spécimens cadavériques, ajustement des gabarits, imagerie et prise de points sur la surface des condyles par machine à mesurer tridimensionnelle. Rappelons que les essais ont été réalisés sur trois spécimens cadavériques.

5.1 Préparation des spécimens cadavériques

Les spécimens cadavériques congelés nous ont été fournis par l'université d'Ottawa. Lorsque nous avons reçu les spécimens, nous leur avons apporté quelques modifications pour nous permettre de les utiliser avec le gabarit de positionnement. Dans cette section nous présenterons les différentes étapes de préparation des spécimens qui ont tous reçus les mêmes modifications et préparations. Le numéro de spécimen qui a été attribué à chacun d'eux ne reflète en aucun cas un état et a été attribué aléatoirement. La préparation se divise donc en trois étapes principales :

1. Ajuster le genou pour qu'il soit possible de le tenir dans le réceptacle du gabarit.
2. Enlever les tissus mous en ne laissant que le fémur et le cartilage intact.
3. Enlever le cartilage condylien et ne laisser que l'os cortical.

Chacune de ces étapes est suivie d'une prise d'images par tomographie que nous analyserons un peu plus loin afin de varier l'état de l'articulation, un des paramètres à l'étude.

5.1.1 Préparation du premier état des spécimens

Selon nos directives, les techniciens du département de médecine cellulaire et moléculaire de l'université d'Ottawa nous ont envoyé des spécimens de genou complet coupé au-dessus

de la cheville et à mi-cuisse. La Figure 5.1 nous présente un des genoux tel que reçu. Le lecteur remarquera en haut à droite de l'image le réceptacle qui devra recevoir le fémur. Il est intéressant de remarquer que les spécimens sont beaucoup trop gros et trop lourds pour être reçus dans le gabarit de positionnement. Ainsi, le premier travail fut de faire une coupe transversale un peu au dessous de la jonction du tibia et du péroné. De cette manière, une masse importante des tissus est enlevée et le genou est allégé sans affecter la première étape des prises d'images. La Figure 5.2 nous présente le genou après la coupe.

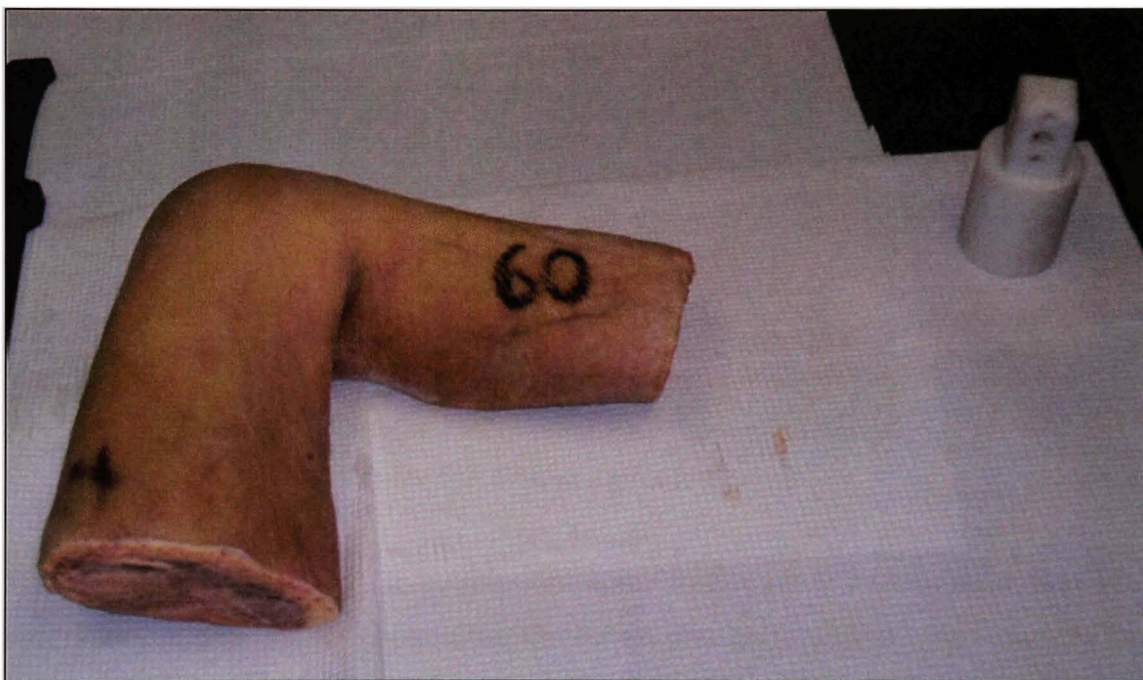


Figure 5.1 Spécimen cadavérique, genou.



Figure 5.2 Genou après la coupe.

Suite à cette intervention, la section du fémur extérieure à l'articulation doit être complètement nettoyée des tissus mous l'entourant pour nous permettre de l'insérer dans le réceptacle. La Figure 5.3 nous présente le fémur à nu ainsi que le genou installé dans le réceptacle. Nous avons eu recours à du mastic polyester avec durcisseur pour remplir le vide entre l'os et le réceptacle. Du même coup, nous avons un lien très rigide. Lors de cette expérience, nous cherchions à avoir un alignement entre l'axe du genou et l'axe du réceptacle mais nous ne pouvions voir qu'une partie du fémur. Nous avons donc approximé l'alignement pour qu'il soit le plus approprié possible. C'est à cette étape que nous avons procédé à la prise d'une première série d'image avec différentes positions, un autre des paramètres à l'étude, en utilisant le filtre de reconstruction "oreille" choisit antérieurement.

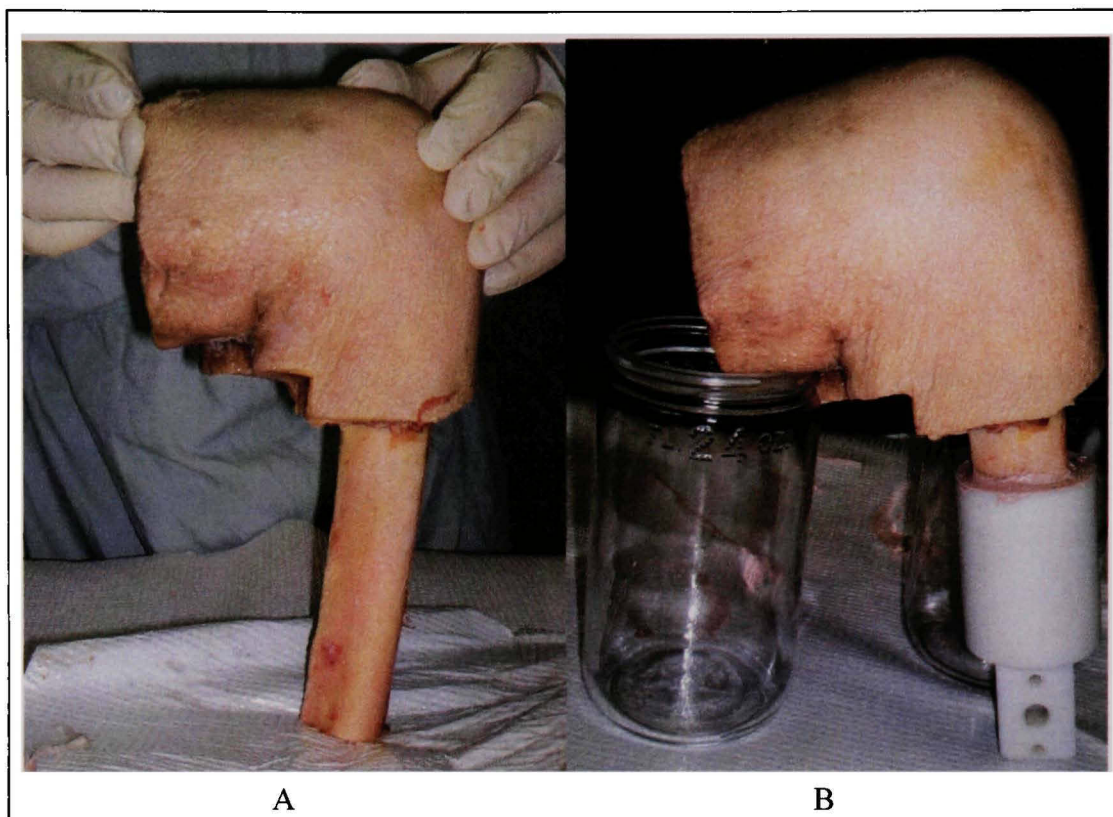


Figure 5.3 A) fémur à nu. B) fémur avec réceptacle.

5.1.2 Préparation du deuxième état des spécimens pour deux spécimens

A la fin de cette étape, nous voulions garder la partie fémorale du genou avec le cartilage intact. Pour ce faire, nous avons retiré tous les tissus et ligaments entourant le genou. La Figure 5.4 nous présente, en A, les tissus enlevés et le cartilage au niveau des condyles qui demeurent intacts. En B, nous retrouvons l'état final de cette deuxième partie de l'expérience, soit la partie fémorale du genou et le réceptacle. Nous pouvons même remarquer une dégénérescence du cartilage sur le spécimen présenté. C'est à ce stade que nous avons procédé à la prise d'une deuxième série d'images avec les mêmes orientations qu'à l'étape précédente.

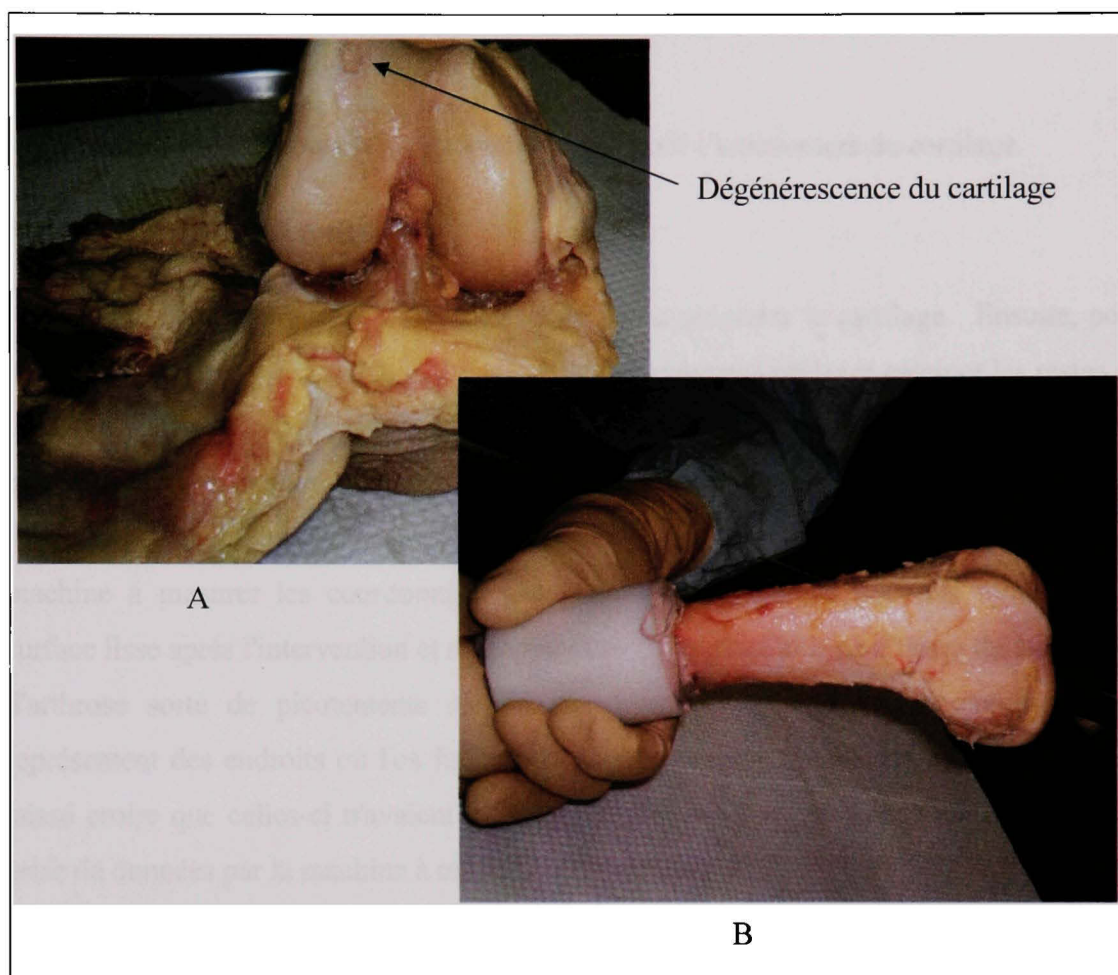


Figure 5.4 A) Genou partie fémoral et tissus enlevés B) État 2 final.

5.1.3 Préparation du troisième état des spécimens

Ce troisième état nous permettra d'utiliser la machine à coordonnées tridimensionnelles pour balayer la surface corticale de l'os du genou et d'évaluer nos méthodes de traitement de données à partir d'images contenant l'os seulement. En plus, nous cherchions à évaluer les outils chirurgicaux développés et fabriqués par l'équipe. Pour cette raison un de nos spécimens n'avait pas reçu la préparation de l'état 2. Sur ce dernier, nous cherchions à simuler, avec l'aide du Dr Nicolas Duval, une intervention effectuée sur le genou d'un patient et ceci en utilisant les nouveaux outils développés pour retirer les condyles.

Nous présentons donc deux méthodes :

- scalpel et flamme;
- Électrocautère et électrode spécialement conçu pour l'enlèvement du cartilage.

5.1.3.1 Scalpel et flamme

Avec l'aide d'un scalpel nous avons retiré de façon grossière le cartilage. Ensuite, pour nettoyer la surface, nous avons utilisé une flamme vive pour brûler et calciner les restes du cartilage. Pour terminer, nous avons gratté, encore une fois avec le scalpel, les restes calcinés. Nous en sommes donc arrivés à obtenir une surface qui était propre et dépourvue de cartilage. La Figure 5.5 nous présente la surface des condyles prête à être palpée par la machine à mesurer les coordonnées tridimensionnelles. Nous pouvons remarquer la surface lisse après l'intervention et nous y voyons clairement la zone d'usure du à un début d'arthrose sorte de picotements sur l'os cortical des condyles. Les zones foncées représentent des endroits où l'os fut brûlé. Une inspection visuelle de ces zones nous a laissé croire que celles-ci n'avaient subi aucune déformation qui pourraient influencer la prise de données par la machine à mesurer tridimensionnelle.

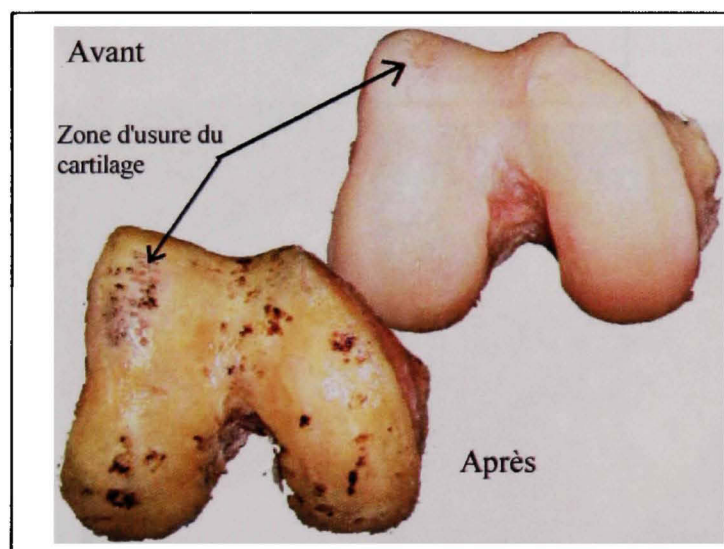


Figure 5.5 Comparaison des surfaces condyliennes avant et après l'enlèvement du cartilage.

5.1.3.2 Préparation avec l'électrode spécialisée et sa première évaluation

Pour cette étape, nous avons utilisé les spécimens deux et trois. Le spécimen deux avait déjà subi la deuxième étape de préparation et était exempt de tous tissus mous. Nous avons utilisé ce spécimen pour faire les premiers essais de nos électrodes pour électrocautère. Un électrocautère est un outil qui se combine à des électrodes pour couper les tissus mous tout en cautérisant les vaisseaux sanguins qui s'y trouvent. Les électrodes que nous utilisons pour l'enlèvement du cartilage des condyles ont été conçues par Pascal Champagne (Elles sont présentées à l'annexe 3.). Le spécimen trois a été gardé entier et fut décongelé pour permettre au Dr Duval de faire la simulation d'une intervention chirurgicale. Suite à certains ajustements, décrits à l'annexe 4, nous avons débuté l'exercice.

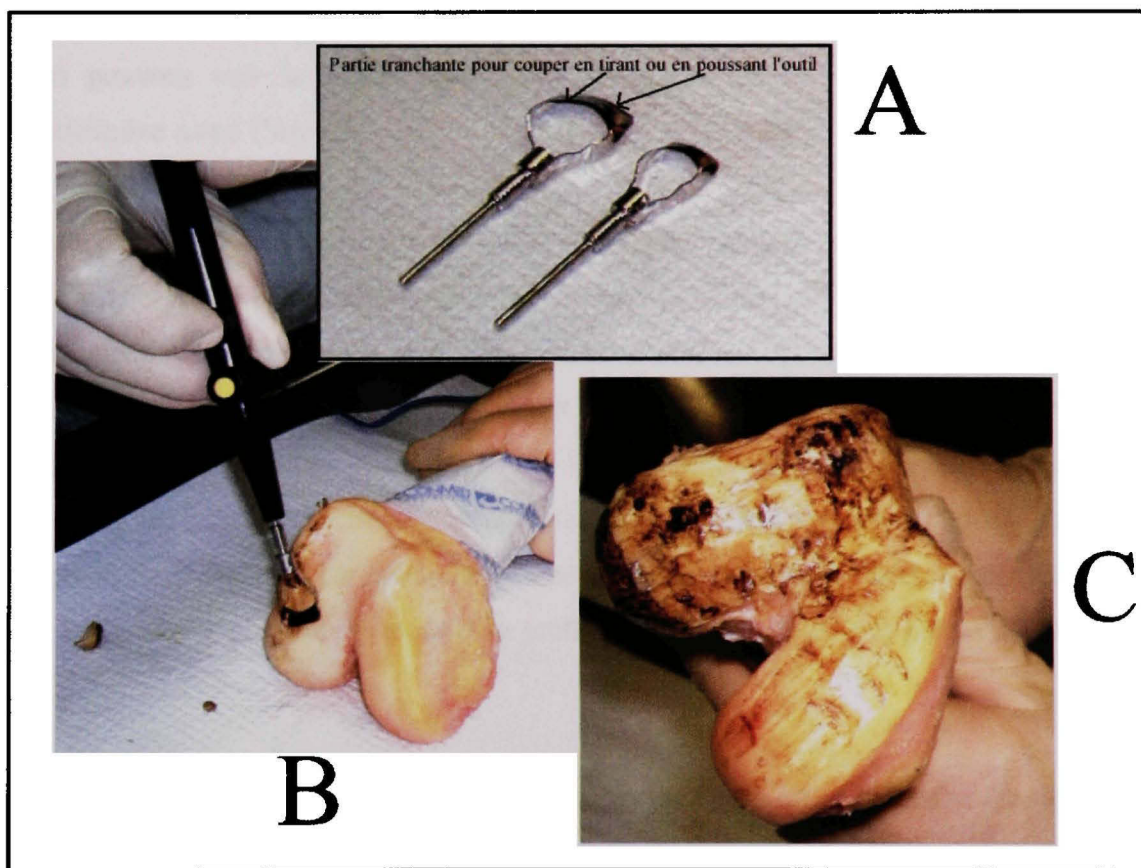


Figure 5.6 A) Différentes grosseurs d'électrodes, B) Coupe du cartilage, C) surface condylienne sans cartilage.

Le spécimen cadavérique deux nous a donc permis d'évaluer, sans interférence des tissus enveloppant la jointure, l'efficacité de ces électrodes. Nous pouvons voir à la Figure 5.6 la surface des condyles suite à l'enlèvement du cartilage par l'électrode. Constatant l'état de ceux-ci, il est clair que cette méthode n'est pas aussi efficace que la méthode avec scalpel et flamme.

Suite à cet essai, nous nous sommes tournés vers le spécimen trois pour la préparation de son troisième état et la simulation d'une intervention en utilisant les électrodes. La Figure 5.7 A) nous présente la coupe exercée par le docteur Duval qui lui permettait d'avoir accès aux surfaces condyliennes. En B, nous pouvons voir clairement la surface condylienne du genou. L'accès y est presque total sauf pour la partie arrière des condyles latéraux et médiaux. La Figure 5.7 C nous présente l'utilisation de l'électrocautère en mode poussé. Nous y voyons clairement le cartilage s'enlever avec précision. Sur la même figure, en D, nous pouvons voir la partie arrière des condyles qu'il nous était impossible d'atteindre avec l'outil.

Cette section des condyles (en D) présente donc un cartilage qui y est intact. Même si cette partie est moins critique au fonctionnement du genou elle devient critique pour le positionnement précis de la prothèse avec les condyles. Ainsi, il faudra trouver une méthode qui nous permettra d'avoir accès à cette partie des condyles. Nous pouvons constater que ce spécimen démontre un cas assez avancé d'arthrose. En fait, nous croyons que, dans un futur rapproché, lorsqu'un patient se présentera avec une arthrose avancée à ce point, l'arthroplastie par prothèse personnalisée lui serait probablement refusée. L'os étant trop atteint pour bien supporter la prothèse engendrerait un bris prématuré de celle-ci.

Pour terminer la préparation du troisième état sur nos spécimens un et deux, nous avons passé la surface des condyles à la flamme vive. Cette méthode nous assurait qu'aucun cartilage ne restait en surface pour nuire à l'acquisition de points par la MMT. Des trois

spécimens, le spécimen trois présentait une usure importante de l'os cortical. La Figure 5.8Figure 5.9 nous présente les trois surfaces condyliennes complètement nettoyées de leur cartilage.

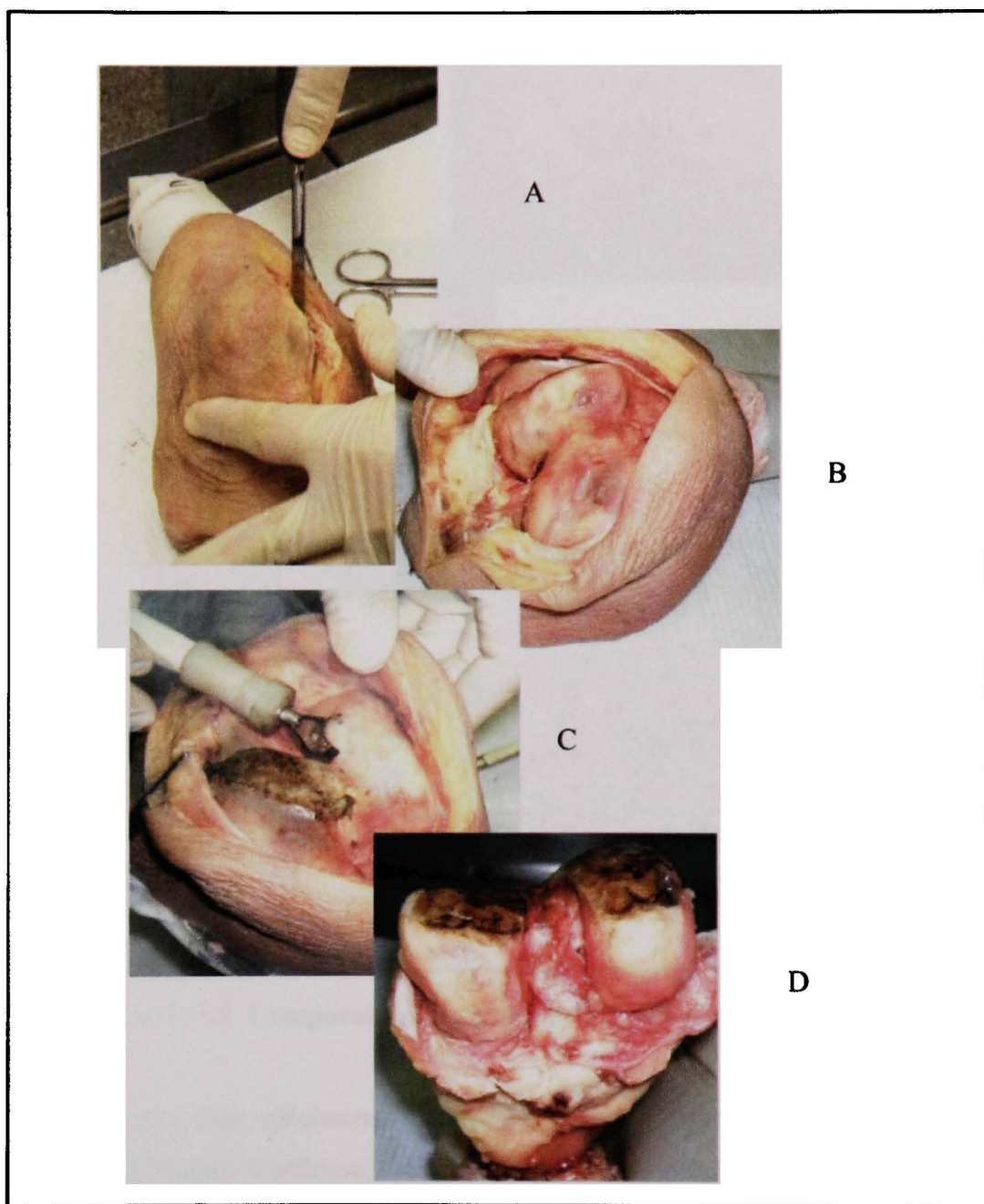


Figure 5.7 A) Coupe des tissus mous. B) Surface des condyles. C) Cartilage enlevé en poussant sur l'outil. D) État final.

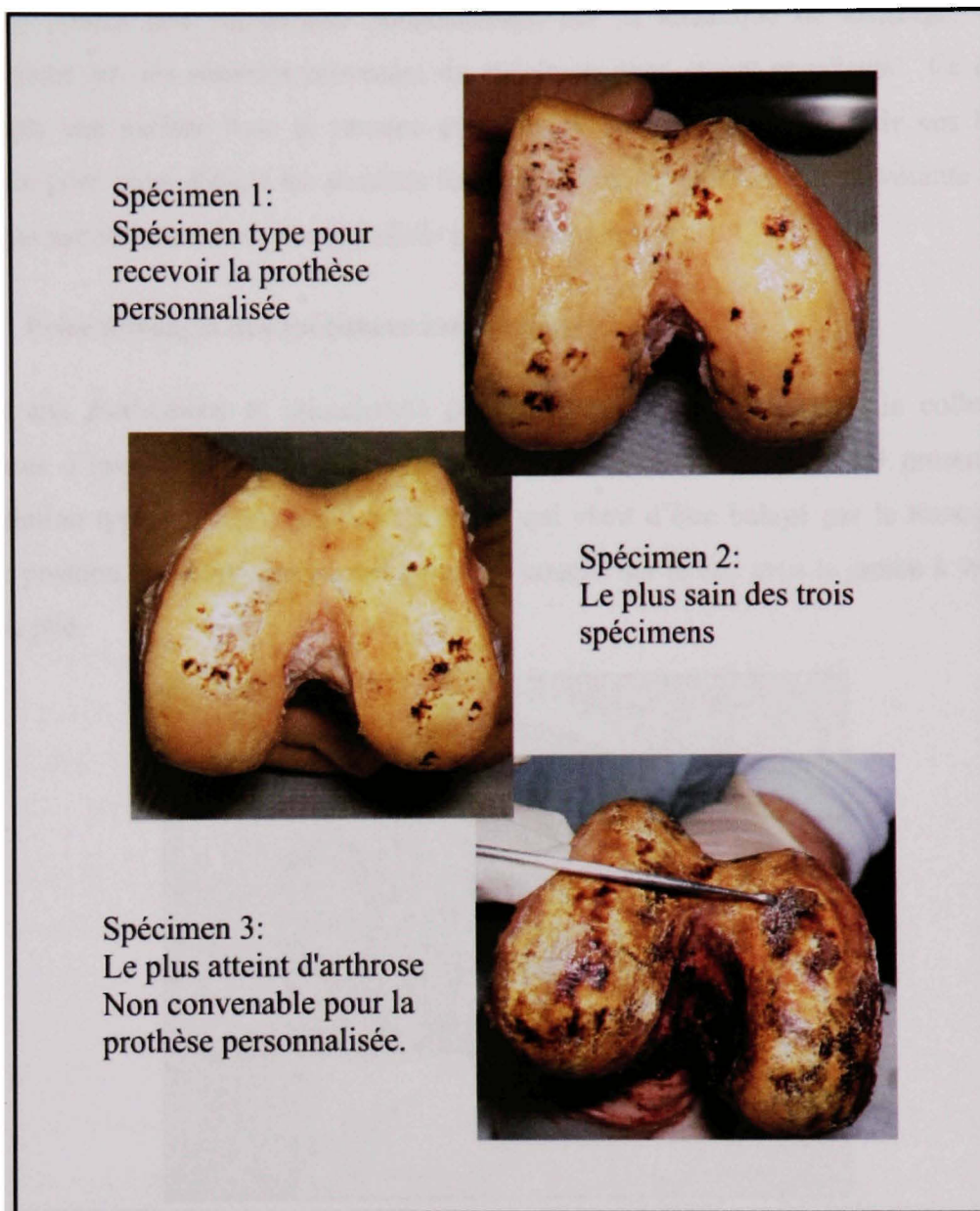


Figure 5.8 Comparaison des trois surfaces condyliennes.

En observant ces trois spécimens, nous pouvons prédire que le spécimen trois, qui présente un cas avancé d'arthrose, est celui qui présentera probablement le plus d'erreur de précision après l'étape du krigeage. En fait, il n'est pas certain que l'usure apparaîtra assez clairement pour qu'elle soit repérée lors de la détection des contours, et si elle l'est,

qu'elle pourra être représentée adéquatement par la technique de krigeage. Nous prévoyons que les résultats provenant du spécimen deux seront excellents. Ce dernier présente une surface lisse et presque exempte de défauts et représente le cas le plus propice pour nous donner les résultats les plus précis. Le spécimen 1 représente un cas typique auquel la prothèse personnalisée pourra s'appliquer.

5.2 Prise d'images des spécimens cadavériques

Suite aux évaluations et ajustements présentés au chapitre précédent, la collecte de données d'images des spécimens cadavériques a débuté. La Figure 5.9 présente une installation type qui représente un spécimen qui vient d'être balayé par le tomographe. Cette position représente un patient qui serait couché sur le dos avec la jambe à 90° et le genou plié.

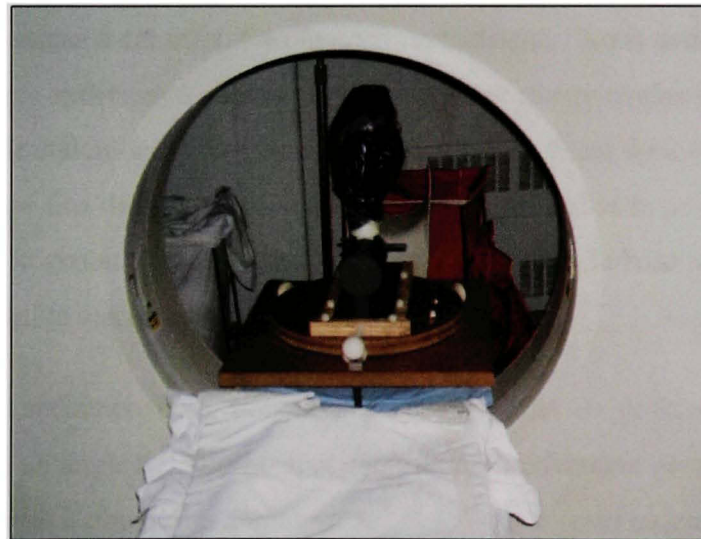


Figure 5.9 Installation type.

La table d'orientation est directement placée sur le lit. Celui-ci permet de faire un certain ajustement en hauteur et permet de déplacer le spécimen dans l'axe Z du tomographe. Le gabarit de positionnement, tenant le spécimen cadavérique, nous permet de simuler l'angle de la jambe et sert de repère pour ajuster le plan du champ du tomographe. La Figure 5.10

présente les démarches que nous avons utilisées pour orienter l'axe du corps cylindrique avec l'axe Z du tomographe.

La première étape consistait à positionner grossièrement les axes Z du gabarit et du tomographe à l'aide d'un niveau, des rainures sur le cylindre et des indicateurs laser du portail du tomographe. Suite à cette étape, la position était ajustée en utilisant la table d'orientation et le gabarit. Aux extrémités du corps cylindrique, nous retrouvons des petits trous de 1 mm centrés sur l'axe de celui-ci. Aux mêmes endroits, sur le pourtour du cylindre, nous retrouvons des rainures de 1mm de largeur correspondant à la largeur du champ Rx du tomographe, voir la Figure 5.10. En combinant les images du tomographe, les propriétés de la table d'orientation et les géométries du cylindre nous avons donc pu faire des ajustements très précis. Suite à ces opérations, pour ajuster les angles, il ne suffisait que de réorienter le réceptacle qui tenait le spécimen et de le maintenir en place à l'aide des trous conçus à cet effet dans le corps cylindrique. Nous avons donc répété ces étapes pour chaque spécimen à chacun de leur état pour quatre angles différents soit : 0° , 30° , 90° et l'angle étalon de 90° perpendiculaire à l'axe Z. Étant donné que l'angle étalon ne servait qu'à des fins de comparaison, nous n'avons pas utilisé la table d'orientation en préférant centrer le genou dans le portail pour obtenir un effet de bord nul qui, selon nous, améliorerait la qualité des images.

En plus, pour le spécimen trois, nous avons vérifié l'effet de positionner le portail du tomographe avec un angle de 30° . Le spécimen fut respectivement positionné à 0° et 15° ce qui nous a permis d'obtenir les angles de 30° et 45° par rapport au spécimen.

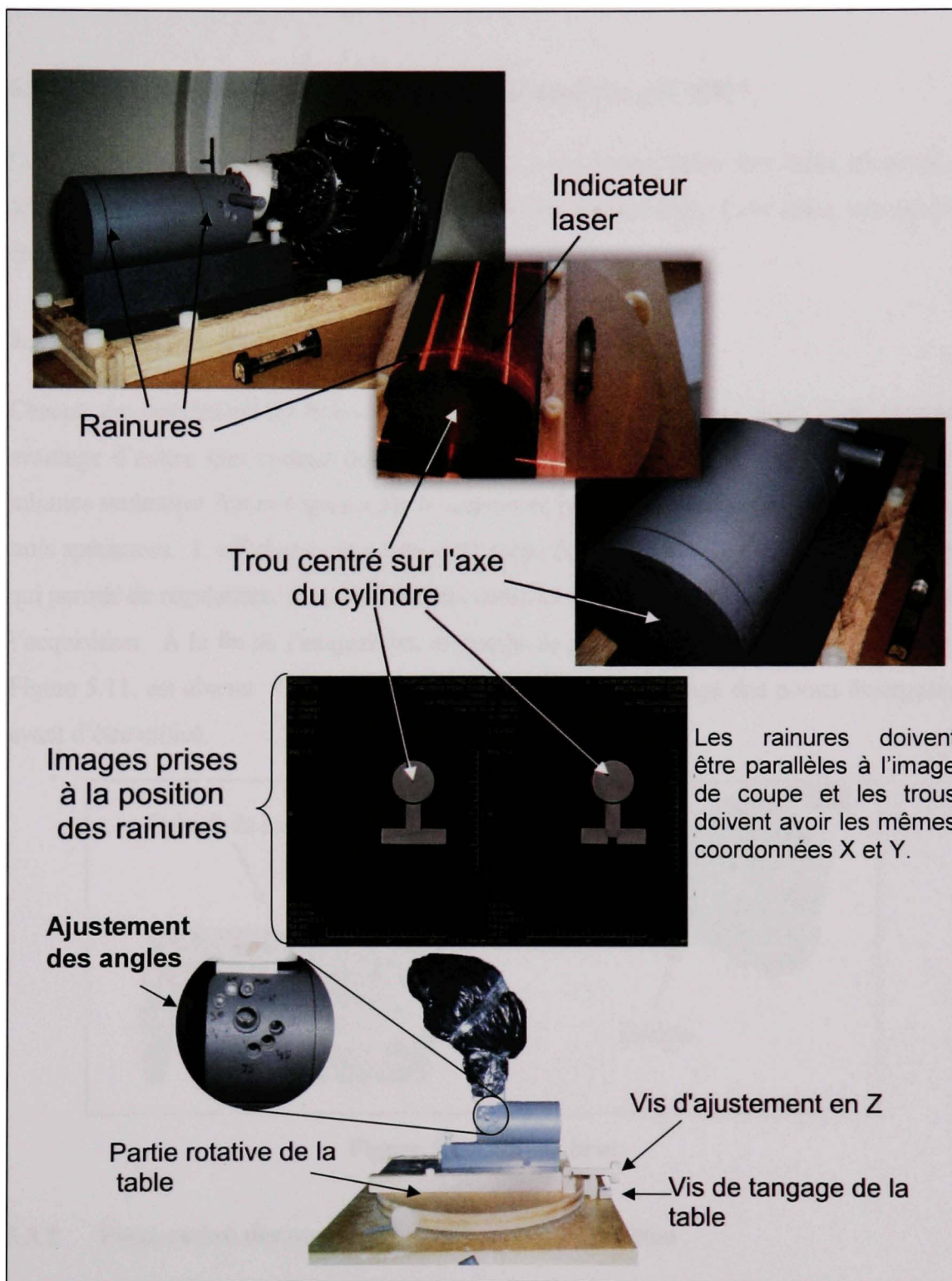


Figure 5.10 étapes d'ajustement des axes.

5.3 Acquisition de points sur la surface des condyles par MMT

Lors de la prise de points à l'aide de la MMT nous avons utilisé une table d'autopsie semblable à celle que nous utilisons pour préparer nos spécimens. Cette table, très rigide, était parfaite pour y attacher la base du bras.

5.3.1 Acquisition des points

Chacun des spécimens fut balayé par le laser. Ce palpeur optique avait aussi comme avantage d'éviter tout contact direct avec la surface des spécimens. Une trentaine de minutes seulement furent requises par le technicien pour faire l'acquisition des points des trois spécimens. L'affichage des points sur l'écran de l'ordinateur se fait en temps réel ce qui permet de régulariser, dans un délai très court, toute erreur qui pouvait survenir lors de l'acquisition. À la fin de l'acquisition, un nuage de point, semblable à celui observé à la Figure 5.11, est obtenu. Ce nuage brut subira ensuite un nettoyage des points divergents avant d'être utilisé.

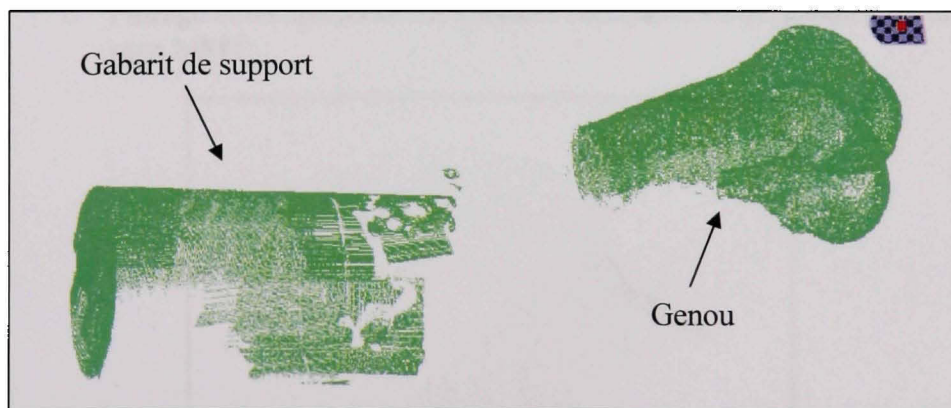


Figure 5.11 Nuage brut.

5.3.2 Préparation des nuages de points pour l'évaluation

La suite consiste à préparer les différents nuages de points pris par la MMT ainsi que les nuages de points krigés provenant de la chaîne de traitement et de les comparer entre eux. Cette partie se divise en trois étapes principales.

La première étape, présentée aux Figure 5.12 et 5.13, consiste à nettoyer (enlever les points superflus) et à filtrer tous les nuages de points recueillis. Le filtrage consiste à éliminer les points qui ont une distance à l'intérieur d'une sphère de rayon défini. De cette façon, nous obtenons une quantité de points moins importante et relativement équivalente entre les nuages de la MMT et ceux krigés. En plus, afin de réduire le temps de calcul lors de l'analyse, nous réduisons les nuages de points pour ne retrouver que les surfaces condyliennes, Figure 5.13. Les côtés du genou n'ont aucune importance lors de l'analyse. La deuxième étape, qui est présentée à la Figure 5.14, consiste à superposer de façon macroscopique les nuages de points. Cette étape vise à augmenter la vitesse du logiciel lors du recalage. Enfin, le logiciel CATIA fait un recalage fin par la méthode des moindres carrés des deux surfaces. La Figure 5.15 représente les deux nuages à la fin du recalage. Toutes ces étapes ont été faites sur chaque nuage de points krigés pour les comparer aux nuages provenant de la MMT.

Voici un exemple de ces étapes:

1- Nettoyage des nuages de points.

- Filtrage et récupération des surfaces condyliennes du genou à partir du scan MMT.

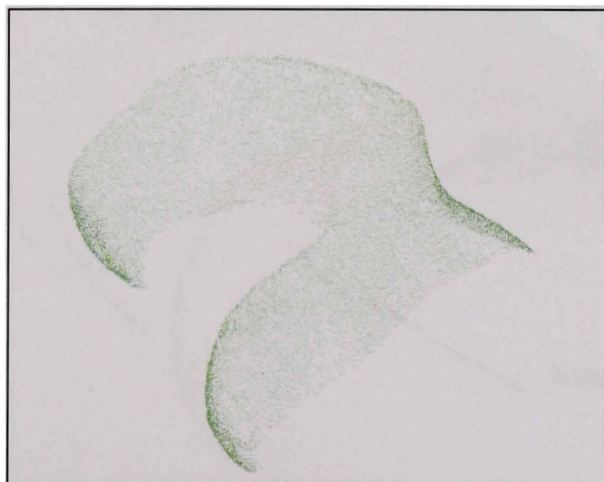


Figure 5.12 Nuage de points MMT nettoyé et filtré.

- Récupération des surfaces condyliennes à partir du nuage krigé.

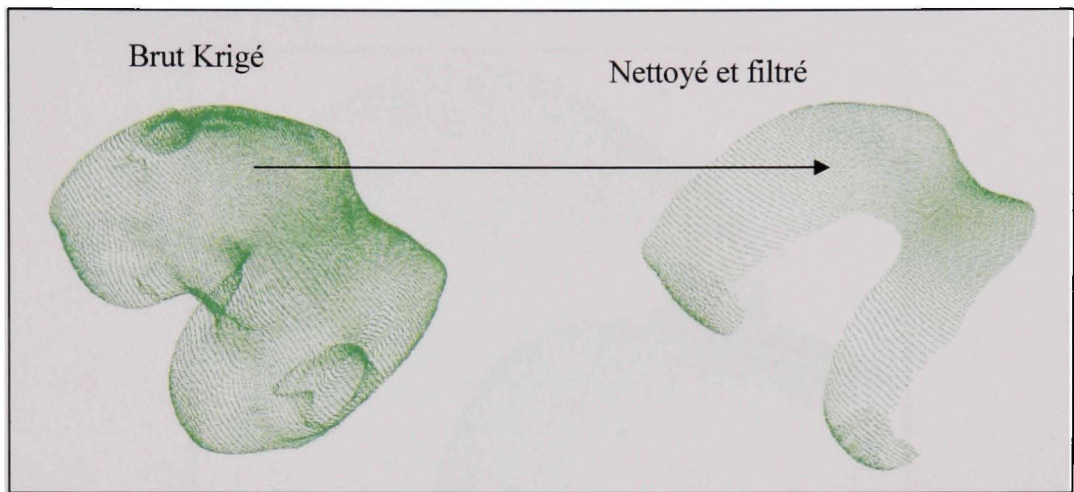


Figure 5.13 Comparaison brut krigé vs nettoyé et filtré.

- 2- Superposition macroscopique des nuages de points dans le logiciel CATIA.
- Les deux nuages sont superposés manuellement

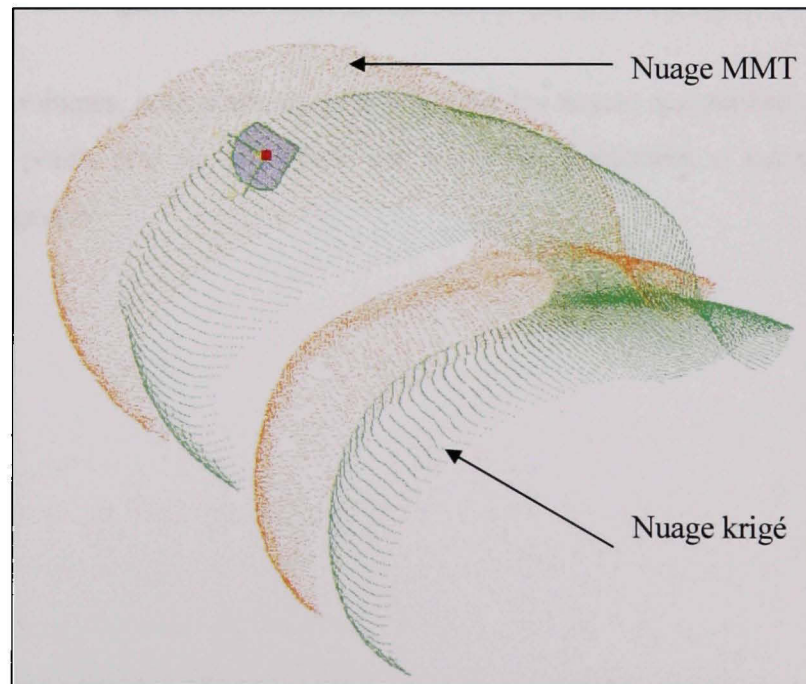


Figure 5.14 Recalage macro des nuages.

3- Recalage des nuages de points à l'aide du logiciel.

- Méthode des moindres carrés

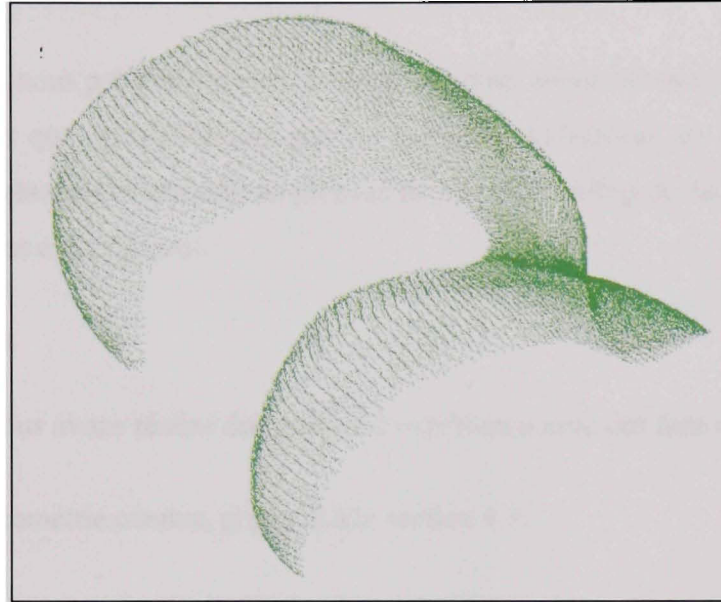


Figure 5.15 Recalage micro des nuages de points.

Suite à ces trois étapes, nous sommes prêts à évaluer les erreurs qui peuvent exister entre les nuages de points pris sur la surface des condyles directement et ceux qui ont été générés par krigeage.

CHAPITRE 6

RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX ET ANALYSE

Dans ce chapitre, nous présenterons les résultats que nous avons obtenus en comparant les nuages de points que nous détenons par les méthodes présentées au chapitre 5. Les résultats seront présentés et analysés en premier lieu pour les différents fantômes et ensuite pour les spécimens cadavériques.

6.1 Validation

Rappelons que nous avons réalisé deux séries d'expérience avec des fantômes :

1- Fantôme de géométrie connue, présenté à la section 4.7.

2- Fantôme du genou en acrylique, décrit à la section 4.6.

6.1.1 Résultats

Le fantôme 1, présenté à la Figure 6.1, fut utilisé pour évaluer la précision de la machine de prototypage qui servira à reproduire les genoux. Pour évaluer celui-ci, nous avons fait des mesures avec les outils standards associés à la métrologie soit : un micromètre, un pied à coulisse électronique, un rapporteur d'angles et une MMT trois axes avec palpeur à contact. Chaque mesure fut reprise cinq fois et nous présentons ici la moyenne de celles-ci.

Nous avons trouvé que les formes géométriques qui sont dans le même plan que le plan de fabrication de la machine de prototypage rapide présentent une variation de 0.5% d'erreur maximum pour les diamètres de l'ordre de 10 mm. Par contre, les géométries qui sont perpendiculaires à ce plan peuvent présenter une erreur allant jusqu'à 1.2% pour des diamètres de 5 mm. La Figure 6.1 présente les endroits où nous avons observé les plus grandes erreurs dimensionnelles. Vous pouvez remarquer que l'axe des trous sur le côté

est perpendiculaire au plan de fabrication et présente la plus grande erreur sur la pièce. Le diamètre de la tête présentait une erreur de -0.2 mm sur un diamètre de $125,5$ mm réel. Cette différence représente une erreur relative d'environ 0.16% .

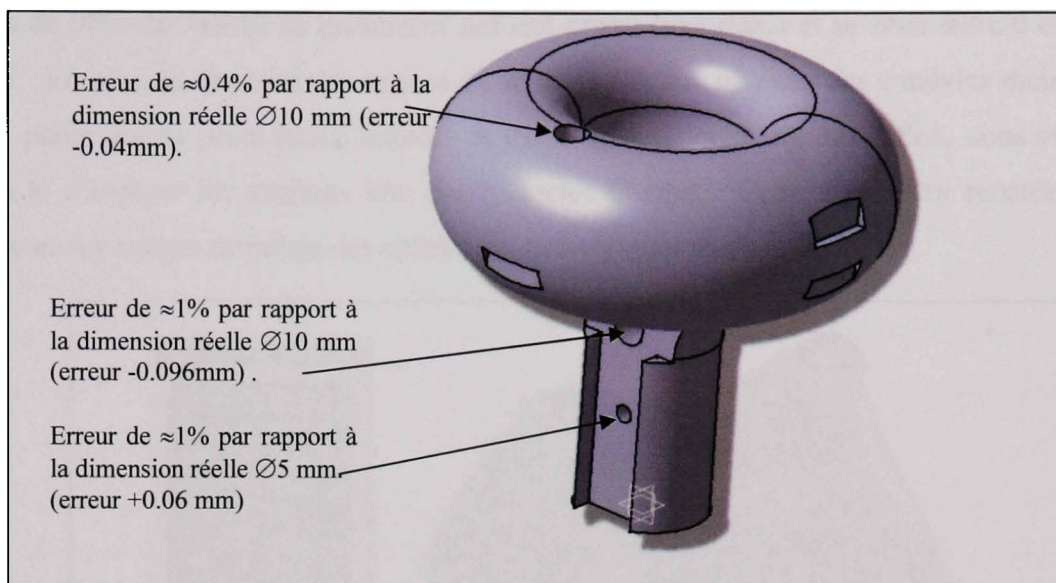


Figure 6.1 Erreurs de différentes géométries dues à la fabrication par prototypage rapide.

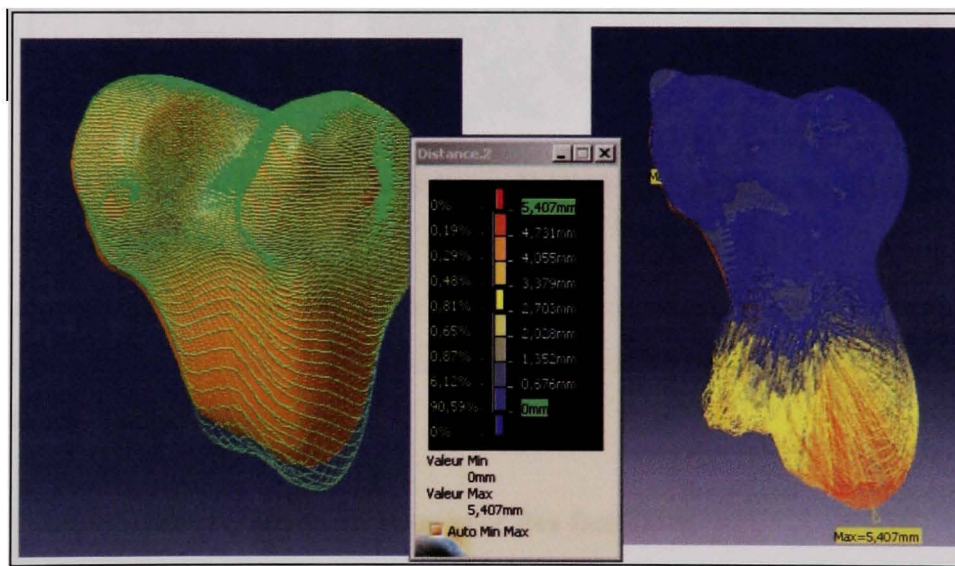


Figure 6.2 Évaluation reproduction ABS. Gauche : superposition des nuages de points. Droite : avec vecteurs erreurs.

Pour évaluer le recalage avec CATIA nous avons utilisé la reproduction ABS d'un genou acrylique comme présentée au chapitre 5. Les résultats obtenus sont très positifs. Les figures 6.2 et 6.3 nous présentent cette évaluation. Nous remarquons à la Figure 6.2 que plus de 90% des points ne présentent pas une erreur importante et se situe entre 0 et 0.6 mm. En plus, la majorité des erreurs ne se situe pas aux niveaux des condyles mais sur une partie qui ne porte aucun intérêt. À partir de cette première évaluation, nous avons décidé d'enlever les surfaces non condyliennes inutiles. Cette étape sera répétée sur chacun des nuages de points des spécimens cadavériques analysés

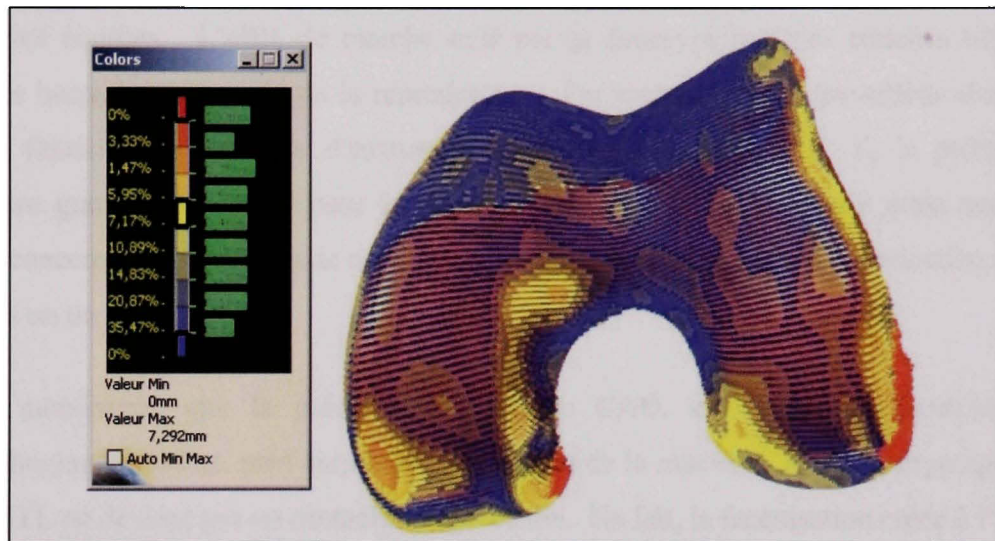


Figure 6.3 Évaluation de reproduction ABS surface condylienne seulement.

Nous trouvons qu'en ne laissant que les condyles nous obtenons 100% des points qui se retrouvent à l'intérieur de 1 mm. Maintenant voyons ce que nous pouvons analyser à partir de ces résultats sommaires.

6.1.2 Analyse des résultats obtenus avec des fantômes

Dans cette section nous analysons les résultats présentés sur les fantômes et expliquons les impacts de ceux-ci sur la création future de prothèses personnalisées par prototypage rapide.

6.1.2.1 Fantôme 1, pour évaluation de la FDM

Le premier fantôme analysé fut fabriqué par la machine à prototypage rapide. L'intérêt de cet objet vise à compléter l'étude sur l'évaluation du fantôme 2 en ABS (la réplique du genou acrylique) que nous présenterons ensuite. En fait, il est intéressant de noter que le sens de fabrication peut influencer grandement la précision de la reproduction. Ainsi, considérant que le déplacement du plateau en Z de la machine de prototypage FDM est limité à 0,178 mm, il est donc normal de retrouver dans cet axe une erreur plus importante. Nous avons observé que cette erreur était des plus importantes lors de la fabrication de géométries courbes. L'effet de marche créé par la superposition des couches limites influence beaucoup la qualité de la reproduction. Par contre, si nous travaillons dans le plan de fabrication de la tête d'extrusion de la machine, plan X et Y, la précision s'améliore grandement. Sauf pour le déplacement en Z, le fabricant n'a émis aucune donnée concernant la précision de cette machine stipulant que son rôle de fabrication n'en n'est pas un de précision.

Il faut mentionner que la précision du modèle CAO, en fichier de facettisation stéréolithographie (STL), peut surpasser la précision de la machine. Ainsi, le cryptage du fichier STL ne devient pas un obstacle à la précision. En fait, la facettisation créée à l'aide du nuage de point tiré du krigeage, dépasse amplement la précision de la machine de fabrication rapide FDM. Par contre, en utilisant ce format de fichier, le logiciel de contrôle de la FDM doit faire une transformation du fichier STL en fichier de coupe. Cette transformation pourrait engendrer une erreur supplémentaire. Il faudrait, dans un travail ultérieur, évaluer les avantages de définir le modèle à fabriquer sous forme surfacique à l'aide du format STL ou directement sous forme de contours grâce au format SLC.

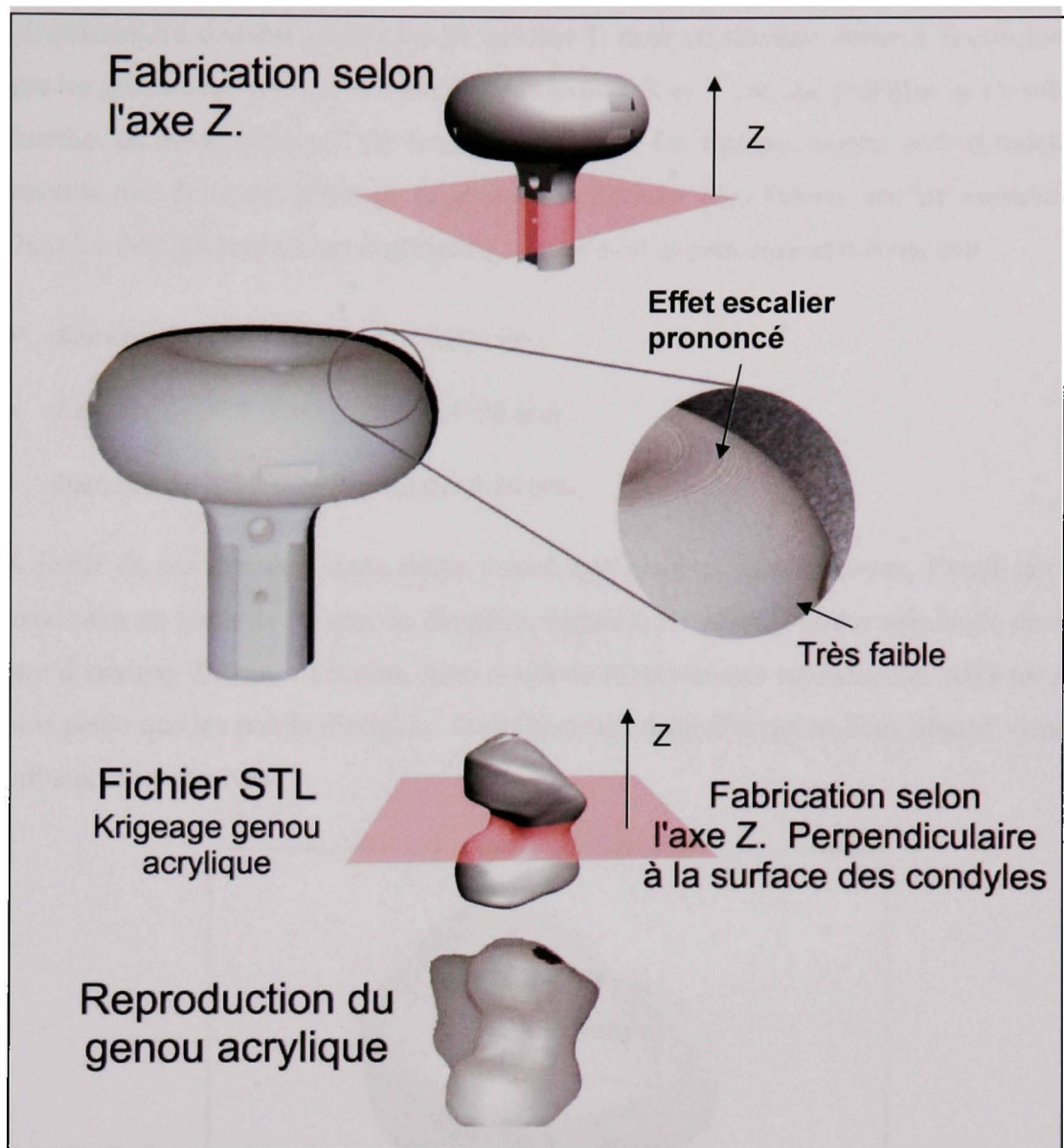


Figure 6.4 Orientation des fichiers par rapport à l'axe de fabrication.

Dans la Figure 6.4, nous pouvons remarquer l'effet d'escalier qui devient de plus en plus prononcé lorsque la surface de fabrication devient tangentielle aux géométries courbes. La même figure, présente la position idéale utilisée lors de la fabrication de la reproduction du genou acrylique afin de minimiser l'effet escalier.

En utilisant les données provenant du fantôme 1, nous en sommes venus à la conclusion que les géométries qui sont fabriquées dans le plan X et Y ont une précision qui varie en fonction du rayon de travail de la tête d'extrusion. En d'autres termes, plus la machine travaille loin du centre d'axe de la géométrie effectuée, plus l'erreur semble importante. Dans les faits, les erreurs ont toujours été négatives et se présentaient comme suit :

- diamètre de 5 mm ; erreur de - 0.04 mm ;
- diamètre de 37.5 mm ; erreur de -0.08 mm ;
- diamètre de 125.5 mm ; erreur de -0.20 mm.

À partir de ces données, nous avons évalué que pour un genou moyen, l'outil fait au maximum un trajet de 55 mm de diamètre, Figure 6.5. Ainsi, l'erreur maximale devrait être d'environ -0.1mm. En gros, nous devrions retrouver une reproduction ABS un peu plus petite que les points d'origine. Nous pouvons donc dire qu'un biais négatif viendra influencer les résultats.

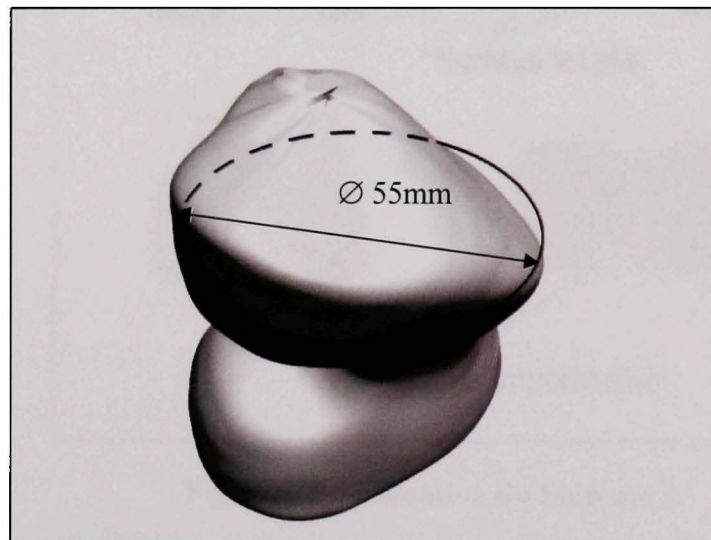


Figure 6.5 Chemin de la tête d'extrusion.

Cette évaluation a donc directement influencée le choix de l'orientation de fabrication de la reproduction en ABS du genou acrylique qui constitue le fantôme 2.

6.1.2.2 Fantôme 2 : Reproduction du genou acrylique

Connaissant l'erreur introduite par la fabrication, le fantôme 2 permet de juger la qualité de notre méthode de comparaison des points à l'aide de CATIA. Dans ce cas, nous avons comparé le nuage de points qui a servi à fabriquer le fantôme 2 (le nuage de points d'origine) avec le nuage de points provenant du krigeage du fantôme 2. À des fins d'observations, nous avons fait des modèles surfaciques à l'aide des nuages de points et nous avons utilisé des couleurs différentes pour différencier les deux surfaces superposées. La Figure 6.6 nous présente cette superposition sachant que la couleur rouge (foncé) représente la surface krigée.

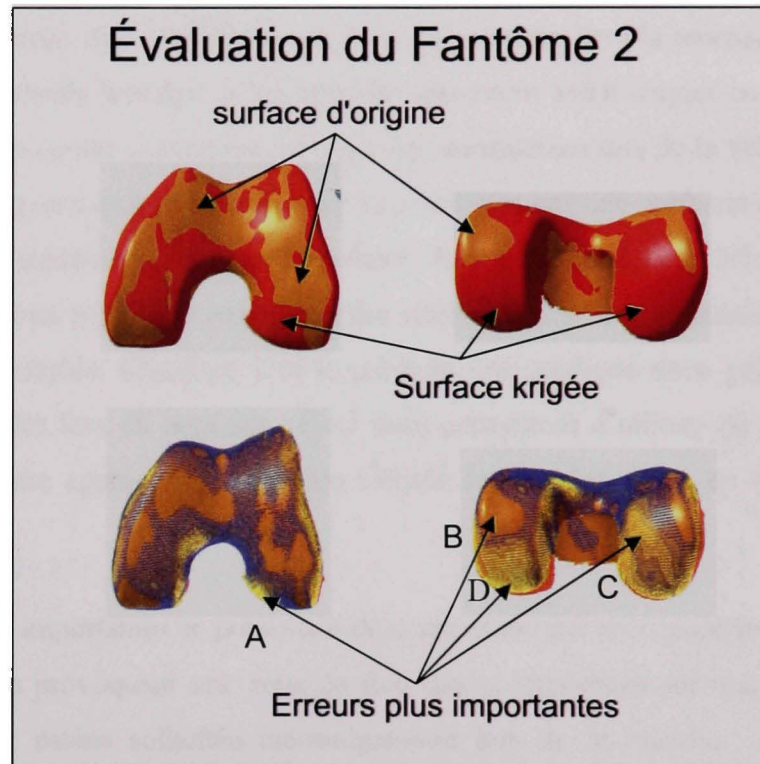


Figure 6.6 Évaluation du fantôme 2.

Les erreurs les plus importantes se situent dans les régions A, B, C et D. Dans les zones A, C et D, les erreurs sont de l'ordre de 0.40 à 0.75 mm en positif. En d'autres termes, l'image nous montre que dans ces zones, la surface krigée est au-dessus de la surface

d'origine de 0.40 à 0.75 mm. Ce qui se situe bien à l'intérieur de nos limites. Par contre, sachant que la surface krigée est construite à partir des images tomographiques de la reproduction ABS, nous pouvons faire l'hypothèse que ces erreurs devraient être plus grandes que 0.10 mm. Les erreurs devraient passer de 0.40 - 0.75 mm à 0.50 - 0.85 mm sachant que l'erreur de fabrication venant de la machine est de l'ordre de 0.10 mm tel que présenté à la section précédente. Par contre, en observant la zone B, nous avons trouvé une erreur maximale de -1.00 mm. Dans ce cas, la surface krigée se retrouve sous la surface d'origine de 1.00 mm. Tenant toujours la même hypothèse, nous devrions avoir une erreur de 0.10 mm provenant de la fabrication. Alors, dans cette zone, l'erreur réelle devrait théoriquement se rapprocher de -0.90 mm. Il est important de mentionner que cette hypothèse d'erreur, due à la fabrication, ne s'applique que pour la reproduction ABS et n'a aucune importance lors de l'évaluation des spécimens cadavériques en utilisant la même méthode. Par contre, ces erreurs devront être considérées lors de la fabrication de prothèses réelles et pourraient éventuellement être vérifiées par une méthode destructive. Il est important de mentionner ici que la méthode de recalage utilisée, minimisation de l'erreur moyenne, nous permet de contourner les effets de bords afin de mieux apprécier les surfaces des condyles. Chatelain (2005) présente une méthode nous permettant de mettre des contraintes lors du recalage. Ceci nous permettrait d'utiliser un des nuages comme limite. Cette approche devrait être utilisée lorsque les effets de bord seront réduits.

Les erreurs les plus importantes se présentent dans une zone que nous pourrions qualifier de moyen risque en provoquant une zone de flou moins importante sur une région des condyles qui serait moins sollicitée mécaniquement lors de la marche. En fait, la reproduction ABS fut évaluée en utilisant le gabarit de positionnement avec un angle de 30°. Nous discuterons de cet angle lors de l'analyse des spécimens cadavériques.

6.2 Spécimens cadavériques

Nous présentons dans les pages suivantes les résultats pour l'état 1 des spécimens cadavériques. Cet état consistait à garder le genou entier avec le cartilage et les tissus mous. Il représente le genou tel qu'il serait évalué sur un patient et évoque l'état le plus difficile à estimer par krigeage. Les tableaux suivants présentent les valeurs statistiques de la distance point à point des condyles scannés par la MMT et les condyles reproduits par krigeage. Les résultats sont donc présentés en pourcentage de points se retrouvant à l'intérieur d'un intervalle défini ϵ . Les résultats des états 2 des genoux ne sont pas présentés car ils ne présentaient aucun changement significatif entre l'état 1 et 2. Nous ferons une comparaison entre l'état 1 et 3 à la section 6.2.1.2.

Tableau 6.1
Évaluation spécimen 1 état 1.

angle	0° (jambe allongée)		30°		90°	
Spécimen 1 État 1	Intervalle (mm)	%	Intervalle (mm)	%	Intervalle (mm)	%
	$0 \leq \epsilon \leq 0,1$	15,25%	$0 \leq \epsilon \leq 0,1$	22,72%	$0 \leq \epsilon \leq 0,1$	20,10%
	$0,1 < \epsilon \leq 0,2$	16,08%	$0,1 < \epsilon \leq 0,2$	25,46%	$0,1 < \epsilon \leq 0,2$	20,47%
	$0,2 < \epsilon \leq 0,3$	12,63%	$0,2 < \epsilon \leq 0,3$	19,59%	$0,2 < \epsilon \leq 0,3$	15,15%
	$0,3 < \epsilon \leq 0,4$	10,13%	$0,3 < \epsilon \leq 0,4$	10,18%	$0,3 < \epsilon \leq 0,4$	10,86%
	$0,4 < \epsilon \leq 0,5$	9,26%	$0,4 < \epsilon \leq 0,5$	5,50%	$0,4 < \epsilon \leq 0,5$	9,45%
	$0,5 < \epsilon \leq 0,75$	14,44%	$0,5 < \epsilon \leq 0,75$	7,69%	$0,5 < \epsilon \leq 0,75$	11,06%
	$0,75 < \epsilon \leq 1$	6,20%	$0,75 < \epsilon \leq 1$	3,45%	$0,75 < \epsilon \leq 1$	3,30%
	$1 < \epsilon \leq 3$	11,90%	$1 < \epsilon \leq 3$	3,71%	$1 < \epsilon \leq 3$	6,92%
	$3 < \epsilon$	4,11%	$3 < \epsilon$	1,69%	$3 < \epsilon$	2,69%
	Étalon					
	Intervalle (mm)	%				
	$0 \leq \epsilon \leq 0,1$	19,83%				
	$0,1 < \epsilon \leq 0,2$	19,89%				
	$0,2 < \epsilon \leq 0,3$	16,69%				
	$0,3 < \epsilon \leq 0,4$	11,68%				
	$0,4 < \epsilon \leq 0,5$	6,45%				
	$0,5 < \epsilon \leq 0,75$	8,40%				
	$0,75 < \epsilon \leq 1$	3,13%				
	$1 < \epsilon \leq 3$	8,15%				
	$3 < \epsilon$	5,78%				

Tableau 6.2

Évaluation spécimen 2 état 1.

angle	15°		30°		90°	
Spécimen 2 État 1	Intervalle (mm)	%	Intervalle (mm)	%	Intervalle (mm)	%
	0 ≤ 0,1	20,24%	0 ≤ 0,1	22,70%	0 ≤ 0,1	11,66%
	0,1 ≤ 0,2	22,58%	0,1 ≤ 0,2	21,75%	0,1 ≤ 0,2	19,92%
	0,2 ≤ 0,3	20,71%	0,2 ≤ 0,3	18,78%	0,2 ≤ 0,3	20,44%
	0,3 ≤ 0,4	13,71%	0,3 ≤ 0,4	13,11%	0,3 ≤ 0,4	15,59%
	0,4 ≤ 0,5	7,24%	0,4 ≤ 0,5	10,07%	0,4 ≤ 0,5	10,41%
	0,5 ≤ 0,75	7,34%	0,5 ≤ 0,75	11,55%	0,5 ≤ 0,75	13,15%
	0,75 ≤ 1	2,53%	0,75 ≤ 1	1,76%	0,75 ≤ 1	2,54%
	1 ≤ 3	5,65%	1 ≤ 3	0,28%	1 ≤ 3	5,86%
	3+	0,00%	3+	0,00%	3+	0,41%
	Étalon					
	Intervalle (mm)	%				
	0 ≤ 0,1	19,83%				
	0,1 ≤ 0,2	19,89%				
	0,2 ≤ 0,3	16,69%				
	0,3 ≤ 0,4	11,68%				
	0,4 ≤ 0,5	6,45%				
	0,5 ≤ 0,75	6,40%				
	0,75 ≤ 1	3,13%				
	1 ≤ 3	8,15%				
	3+	5,78%				

Tableau 6.3

Évaluation spécimen 3 état 1.

angle	15°		30°		90°	
Spécimen 3 État 1	Intervalle (mm)	%	Intervalle (mm)	%	Intervalle (mm)	%
	$0 \leq \varepsilon \leq 0,1$	11,78%	$0 \leq \varepsilon \leq 0,1$	10,89%	$0 \leq \varepsilon \leq 0,1$	8,53%
	$0,1 < \varepsilon \leq 0,2$	13,45%	$0,1 < \varepsilon \leq 0,2$	17,52%	$0,1 < \varepsilon \leq 0,2$	16,06%
	$0,2 < \varepsilon \leq 0,3$	13,72%	$0,2 < \varepsilon \leq 0,3$	19,21%	$0,2 < \varepsilon \leq 0,3$	18,81%
	$0,3 < \varepsilon \leq 0,4$	12,80%	$0,3 < \varepsilon \leq 0,4$	18,00%	$0,3 < \varepsilon \leq 0,4$	17,00%
	$0,4 < \varepsilon \leq 0,5$	11,93%	$0,4 < \varepsilon \leq 0,5$	11,80%	$0,4 < \varepsilon \leq 0,5$	13,36%
	$0,5 < \varepsilon \leq 0,75$	20,11%	$0,5 < \varepsilon \leq 0,75$	11,64%	$0,5 < \varepsilon \leq 0,75$	15,61%
	$0,75 < \varepsilon \leq 1$	7,82%	$0,75 < \varepsilon \leq 1$	3,73%	$0,75 < \varepsilon \leq 1$	3,87%
	$1 < \varepsilon \leq 3$	8,02%	$1 < \varepsilon \leq 3$	6,49%	$1 < \varepsilon \leq 3$	5,91%
	$3 < \varepsilon$	0,35%	$3 < \varepsilon$	0,72%	$3 < \varepsilon$	0,84
	étalon		0°+30° portail		15°+30° portail	
	Intervalle (mm)	%	Intervalle (mm)	%	Intervalle (mm)	%
	$0 \leq \varepsilon \leq 0,1$	9,94%	$0 \leq \varepsilon \leq 0,1$	10,79%	$0 \leq \varepsilon \leq 0,1$	5,76%
	$0,1 < \varepsilon \leq 0,2$	17,73%	$0,1 < \varepsilon \leq 0,2$	14,52%	$0,1 < \varepsilon \leq 0,2$	10,55%
	$0,2 < \varepsilon \leq 0,3$	22,44%	$0,2 < \varepsilon \leq 0,3$	13,88%	$0,2 < \varepsilon \leq 0,3$	15,19%
	$0,3 < \varepsilon \leq 0,4$	17,86%	$0,3 < \varepsilon \leq 0,4$	14,52%	$0,3 < \varepsilon \leq 0,4$	16,33%
	$0,4 < \varepsilon \leq 0,5$	12,35%	$0,4 < \varepsilon \leq 0,5$	12,75%	$0,4 < \varepsilon \leq 0,5$	12,94%
	$0,5 < \varepsilon \leq 0,75$	11,03%	$0,5 < \varepsilon \leq 0,75$	19,99%	$0,5 < \varepsilon \leq 0,75$	20,80%
	$0,75 < \varepsilon \leq 1$	2,98%	$0,75 < \varepsilon \leq 1$	6,48%	$0,75 < \varepsilon \leq 1$	9,30%
	$1 < \varepsilon \leq 3$	5,10%	$1 < \varepsilon \leq 3$	6,94%	$1 < \varepsilon \leq 3$	8,67%
	$3 < \varepsilon$	0,57%	$3 < \varepsilon$	0,13%	$3 < \varepsilon$	0,46%

Le **Tableau 6.3** présente, en plus des résultats standards, les essais effectués en penchant le portail de 30°. Le genou fut orienté en premier lieu à 0° et ensuite à 15°. Ces angles nous ont permis d'évaluer la précision des images lorsque le patient reste allongé sur la table ou lorsqu'il lève très peu la jambe. Dans ces positions, le plan d'émission coupe l'axe du genou avec un angle réel de 30° et de 45° respectivement ce qui, théoriquement, pourrait se comparer à la position de 30° et 45° de la jambe d'un patient réel.

6.2.1 Analyse des résultats pour les spécimens cadavériques.

Avant de commencer l'analyse de nos spécimens il nous semble important de faire quelques petits rappels :

1. Le spécimen 3 est celui qui est le plus atteint d'arthrose.
2. Le spécimen 2 est le plus sain.
3. Nous considérons la préparation de l'état 1 comme équivalente à l'imagerie exercée sur un vrai patient (tous les tissus sont intacts).
4. Nous posons comme hypothèse que l'angle étalon représentait l'angle idéal en ce qui a trait à la précision .

6.2.1.1 Spécimen 1

Le spécimen 1 représente le cas type d'un patient dont l'état de son arthrose est favorable à la pose d'une prothèse personnalisée. Nous considérons donc les résultats provenant de cette évaluation comme étant très importants pour les développements futurs du projet.

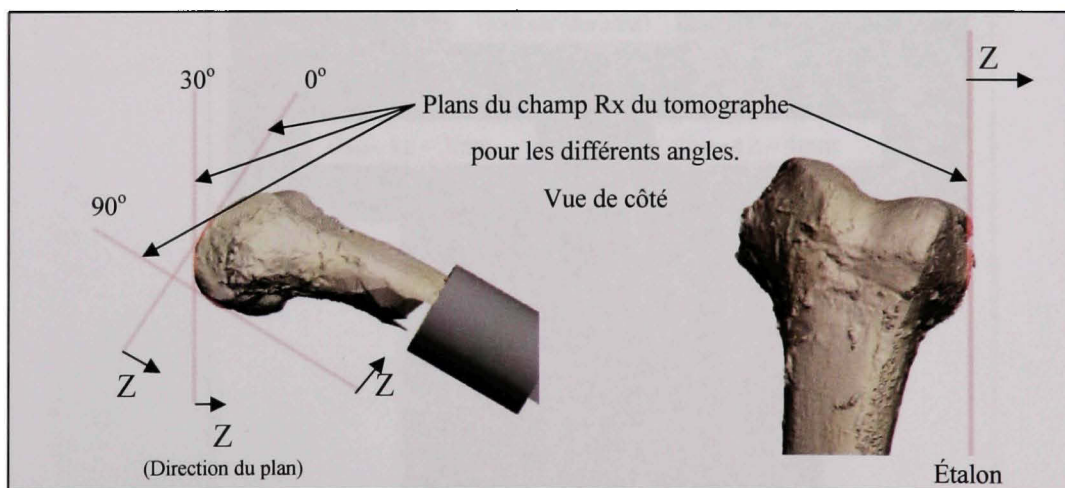


Figure 6.7 Plan du champ du tomographe en fonction de la position.

Nous tenons à mentionner que nous ferons une analyse plus exhaustive de ce premier spécimen sachant que certains des points de discussion, tel le flou, ne sera que mentionné lors de l'analyse des deux autres.

Quatre angles différents sur le spécimen 1 ont donc été évalués soit: 0° , 30° , 90° et l'angle étalon. La Figure 6.7 présente les plans de déplacement du tomographe pour ces différents angles. À partir de cette figure, nous pouvons approximer les endroits susceptibles à l'erreur en évaluant la position des volumes partiels ou zone de flou. Elles devraient se retrouver sur les surfaces qui sont les plus parallèles au champ. La Figure 6.8 nous présente les images des condyles pour un genou positionné à 0° pour l'état 3.

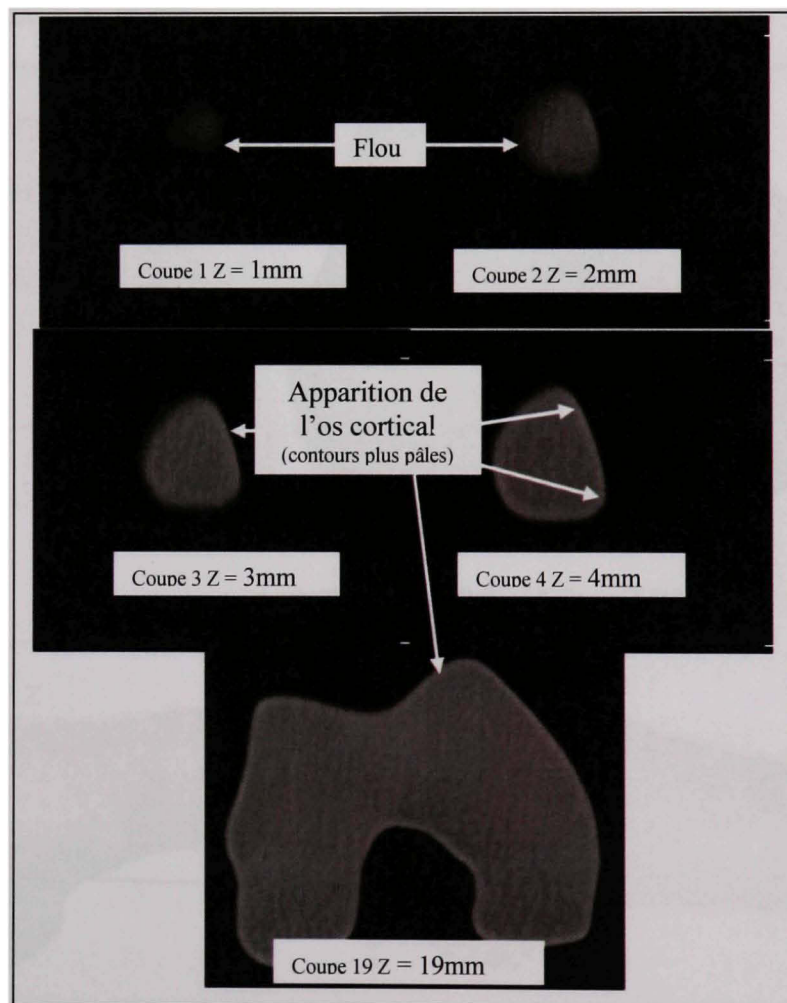


Figure 6.8 Contours flous.

Lors de la segmentation, nous recherchons une intensité de pixel dans l'image qui correspond à la valeur moyenne entre l'intensité de l'os cortical et celui des tissus environnants (un gris plus pâle d'une intensité de pixel d'environ 0,5 sur une échelle de 0 à 1 ; 0 étant noir, 1 étant blanc). Par exemple, à la Figure 6.8, nous voyons clairement que les premières coupes (1Z, 2Z) ne présentent qu'une intensité de gris relativement uniforme. Il est donc difficile d'identifier les contours osseux lors de l'analyse d'image. Nous commençons à percevoir l'intensité voulue qu'à partir de l'image de 3Z. Nous retrouverons donc une zone d'erreur qui est propre à chaque angle et en évaluant celle-ci, nous pourrions identifier l'angle qui engendre le moins de déviation.

Spécimen 1 : angle de 0 degré

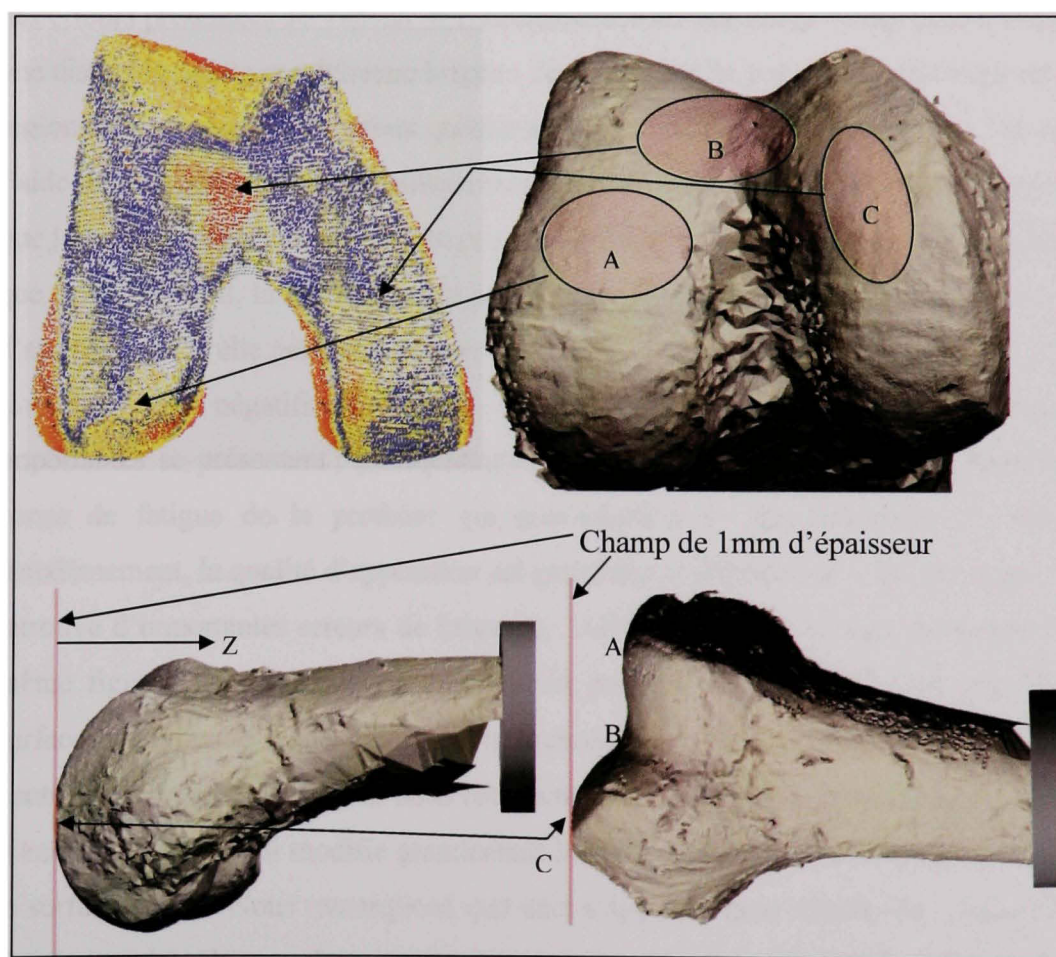


Figure 6.9 Spécimen 1 État 1 scan à 0 degré, zone de flous.

Il faut mentionner que l'image krigée lors du premier scan est réalisée à partir du genou entier, avec tous les tissus mous présents (cartilages, muscles, peaux, etc.). Nous savons que ces tissus engendrent une certaine erreur au niveau de la segmentation. Mais il est irréaliste de penser faire autrement avec un patient. Nous ferons ultérieurement une comparaison avec un spécimen à l'état 3 de préparation pour nous permettre d'avoir une idée de l'importance de cette erreur.

Nous considérons que les zones A, B et C, présentées à la Figure 6.9, sont des zones de sollicitation importantes lors de toute activité. Ainsi, pour l'angle de 0° , nous trouvons que la majorité des défauts se retrouvent à des endroits propices au bris prématuré de la prothèse par phénomène de fatigue du matériau. En plus, si nous regardons la répartition des erreurs présentées au Tableau 6.1, nous retrouvons que 16.01 % des points évalués ont une distance surface condylienne krigée – scannée plus de 1 mm. En observant de près la région B, nous nous apercevons qu'elle contient des déviations de près de 1.6 mm. À l'aide de la Figure 6.10 et en utilisant une représentation par contour, nous avons observé que la surface krigée ne se présente pas nécessairement uniformément. Nous remarquons que selon l'endroit, la surface krigée peut être au dessus de la surface condylienne et qu'à d'autres endroits elle peut se retrouver en dessous de celle-ci. Nous nous retrouvons donc avec des biais négatifs et positifs. À partir de ces observations, deux situations importantes se présentent ; premièrement, les vides entre les surfaces engendreront des zones de fatigue de la prothèse qui provoqueront le bris prématuré de celle-ci et deuxièmement, la qualité d'apposition est grandement affectée par quelques zones où l'on retrouve d'importantes erreurs de krigeage. Ainsi, si nous observons la section A de la même figure, nous remarquons que celle-ci présente une géométrie très similaire à la surface condylienne réelle. Nous ne retrouvons pas d'effet de bord très important. Par contre, dans la section B, nous nous retrouvons avec un effet de bords qui crée une erreur d'environ 5 mm et qui modifie grandement la géométrie de la surface krigée par rapport à la surface réelle. Nous remarquons que ceci s'applique pour chacun des angles évalués. Cette erreur est due au changement abrupt de la géométrie à ces endroits du genou et la difficulté, lors du krigeage, à générer les points aux extrémités des géométries. Sur les

côtés, les courbes ont tendance à diverger. Pour de plus amples informations sur les effets du krigeage, voir les travaux de Galarneau (2006).

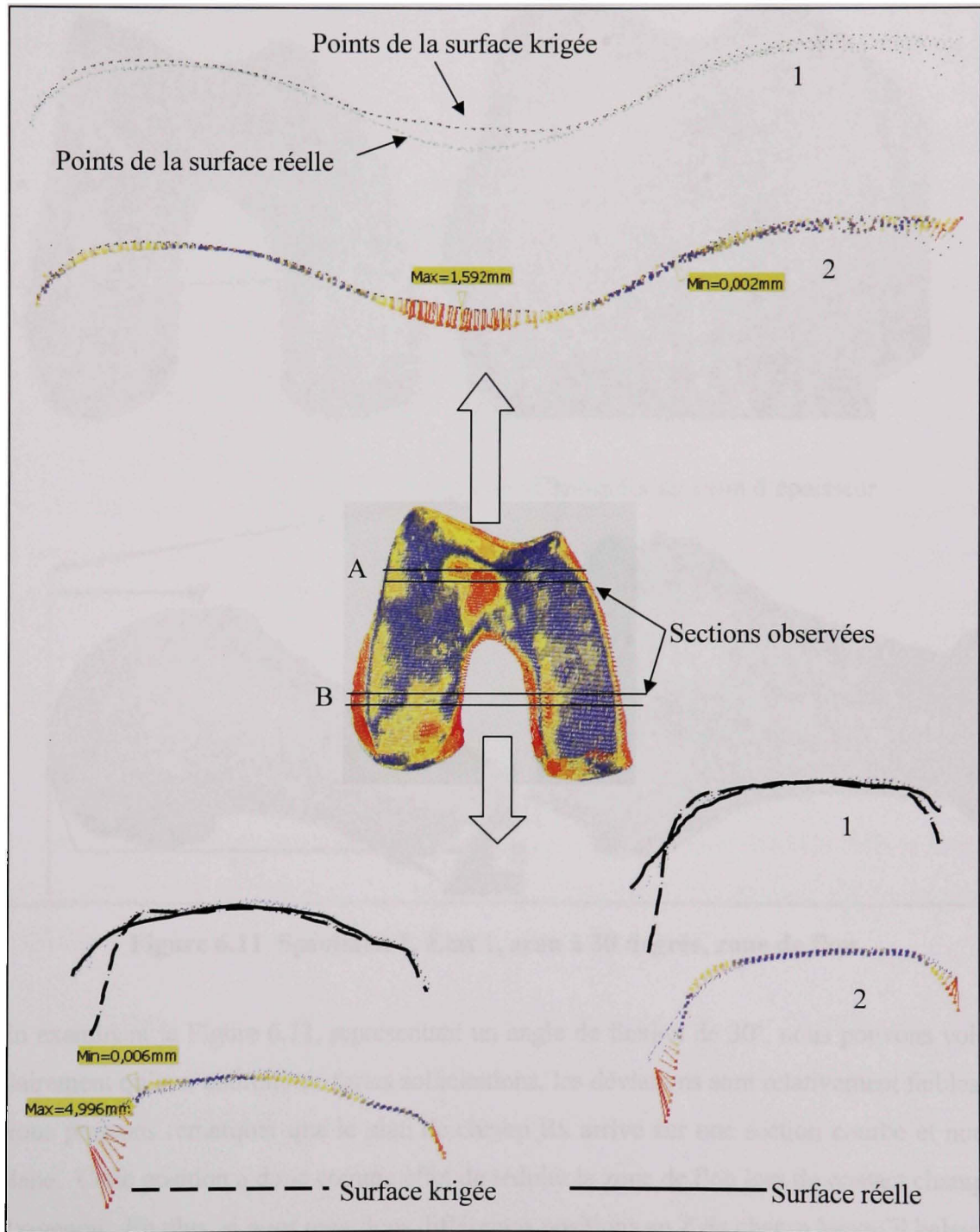


Figure 6.10 Section du nuage de points état 10 degrés.

Spécimen 1 : angle de 30 degrés

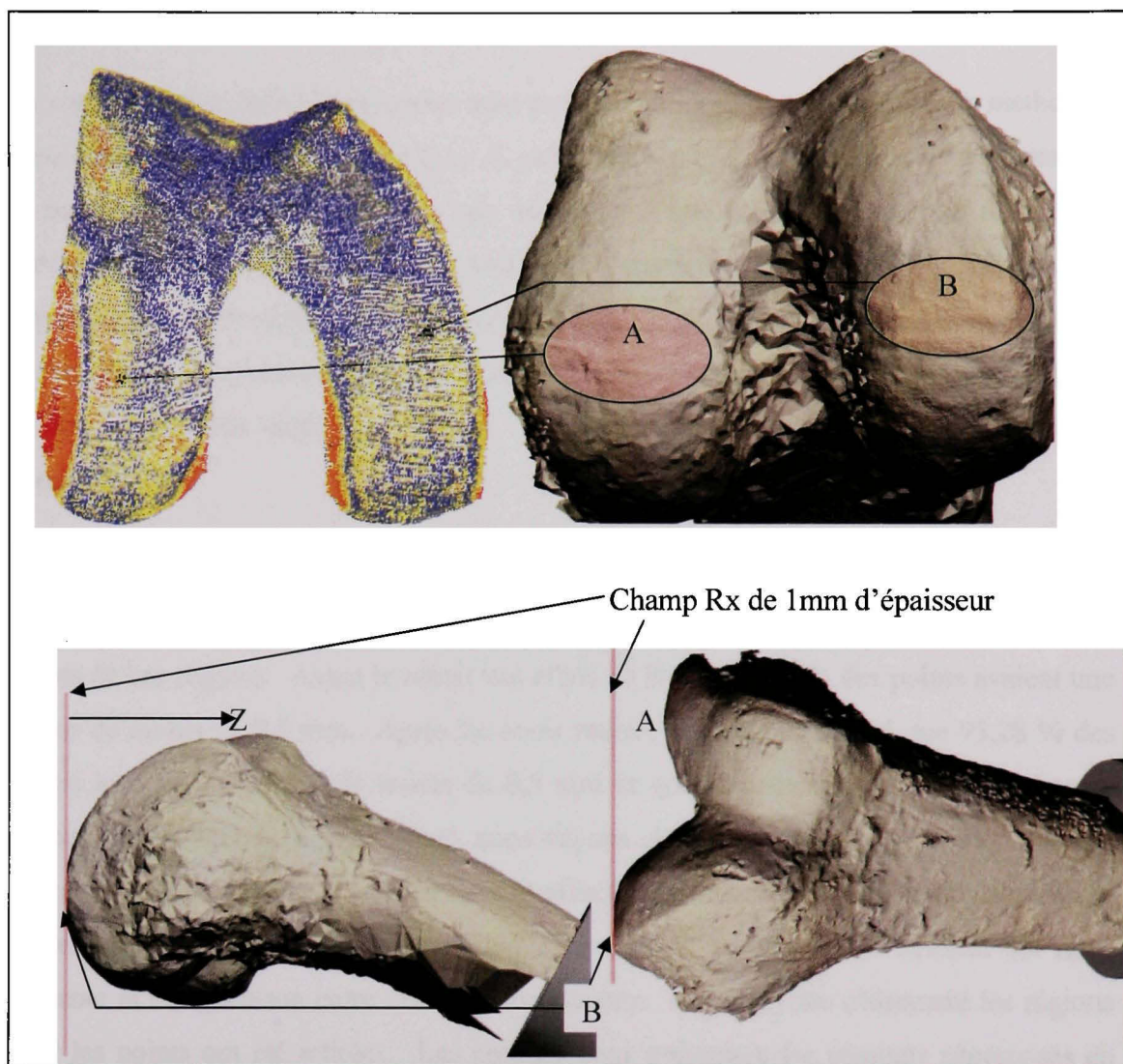


Figure 6.11 Spécimen 1, État 1, scan à 30 degrés, zone de flou.

En examinant la Figure 6.11, représentant un angle de flexion de 30°, nous pouvons voir clairement qu'aux endroits de fortes sollicitations, les déviations sont relativement faibles. Nous pouvons remarquer que le plan de champ Rx arrive sur une section courbe et non plane. Cette position a donc comme effet de réduire la zone de flou lors du contact champ Rx-genou. En plus, si nous regardons différentes positions en Z du champ lorsqu'il balaye

les surfaces condyliennes, nous remarquons, à l'exception des petites zones A et B que le plan du champ Rx n'est jamais parallèle à une surface importante.

La zone A est l'endroit où les erreurs sont les plus grandes. Si nous utilisons la méthode 2 pour évaluer une section A de la zone A, présentée à la Figure 6.12, nous remarquons que le nuage krigé, la ligne pointillée, suit de très près une partie des condyles réels mais, qu'encore ici, les effets de bords sont très importants et influencent grandement la précision. L'erreur présente un biais négatif de 7.5 mm. Par contre, si nous observons la section B, nous voyons clairement une amélioration de la précision à ce niveau par rapport à l'utilisation d'un angle de 0 degré. La surface krigée suit de très près la surface condylienne.

Pour évaluer les effets de bords sur la précision de la surface krigée, nous avons sélectionné et retiré les points de cette région. Ensuite, nous avons comparé les nuages de points de ces régions. Avant le retrait des effets de bords, 83.45 % des points avaient une erreur de moins de 0,5 mm. Après les avoir retirés, nous avons trouvé que 93,28 % des points avaient une erreur de moins de 0,5 mm et que seulement 0,86 % des points se retrouvaient à plus de 1 mm. Ainsi, nous voyons clairement que les effets de bords ont une grande influence sur le résultat final et affecte directement la précision de la prothèse car elle se retrouve dans la zone de fabrication de la prothèse. Le Tableau 6.4 nous présente la comparaison entre ces deux évaluations. Nous voyons clairement les régions dont les points ont été retirées. Les courbes nous présentent les résultats superposés en pourcentage de points par intervalle ϵ en mm.

Nous ne présenterons pas cette évaluation pour les autres angles ou états du genou. Par contre, nous savons que pour chaque spécimen les erreurs des effets de bords sont toujours présents et représentent une problématique à régler lors de travaux ultérieurs.

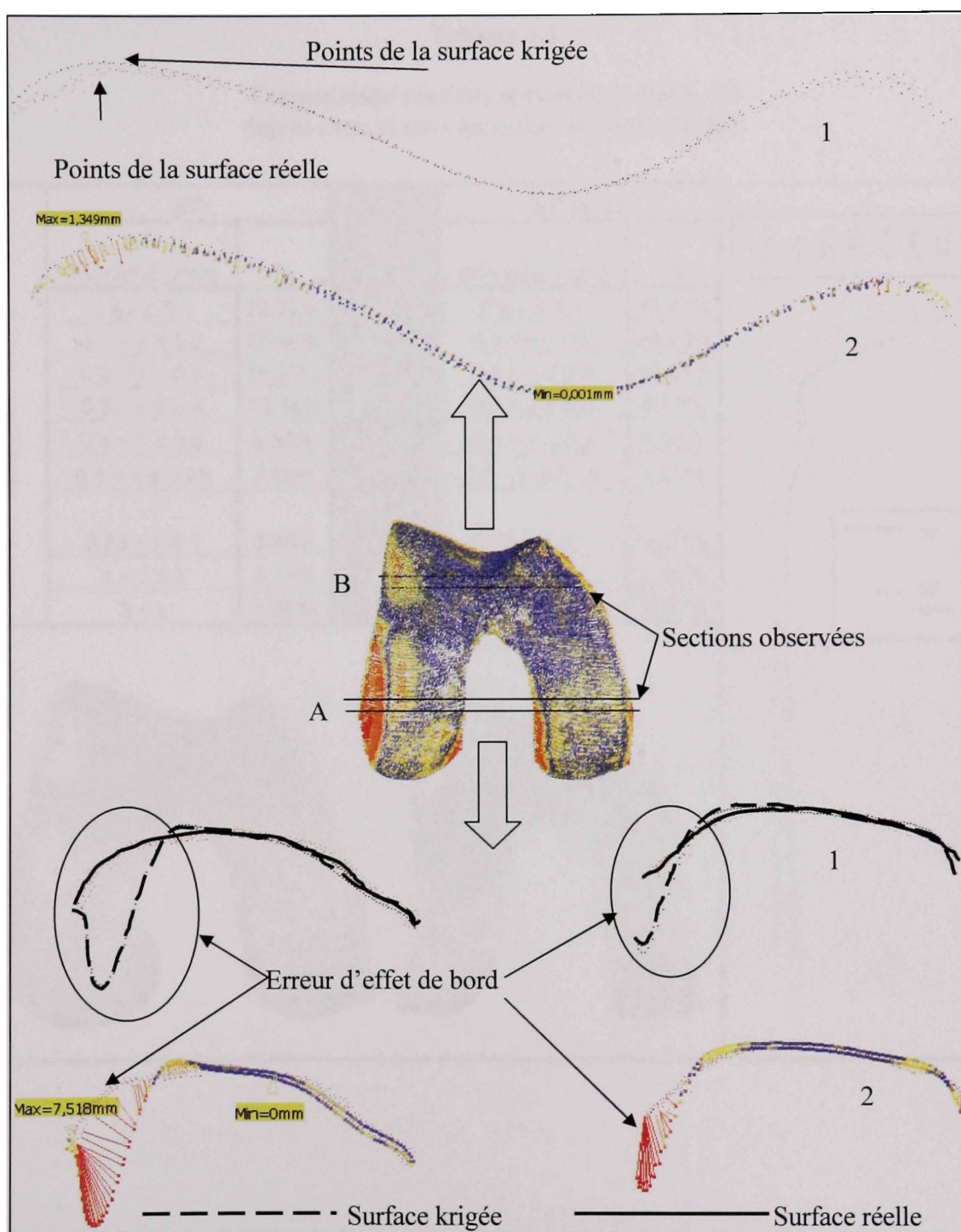
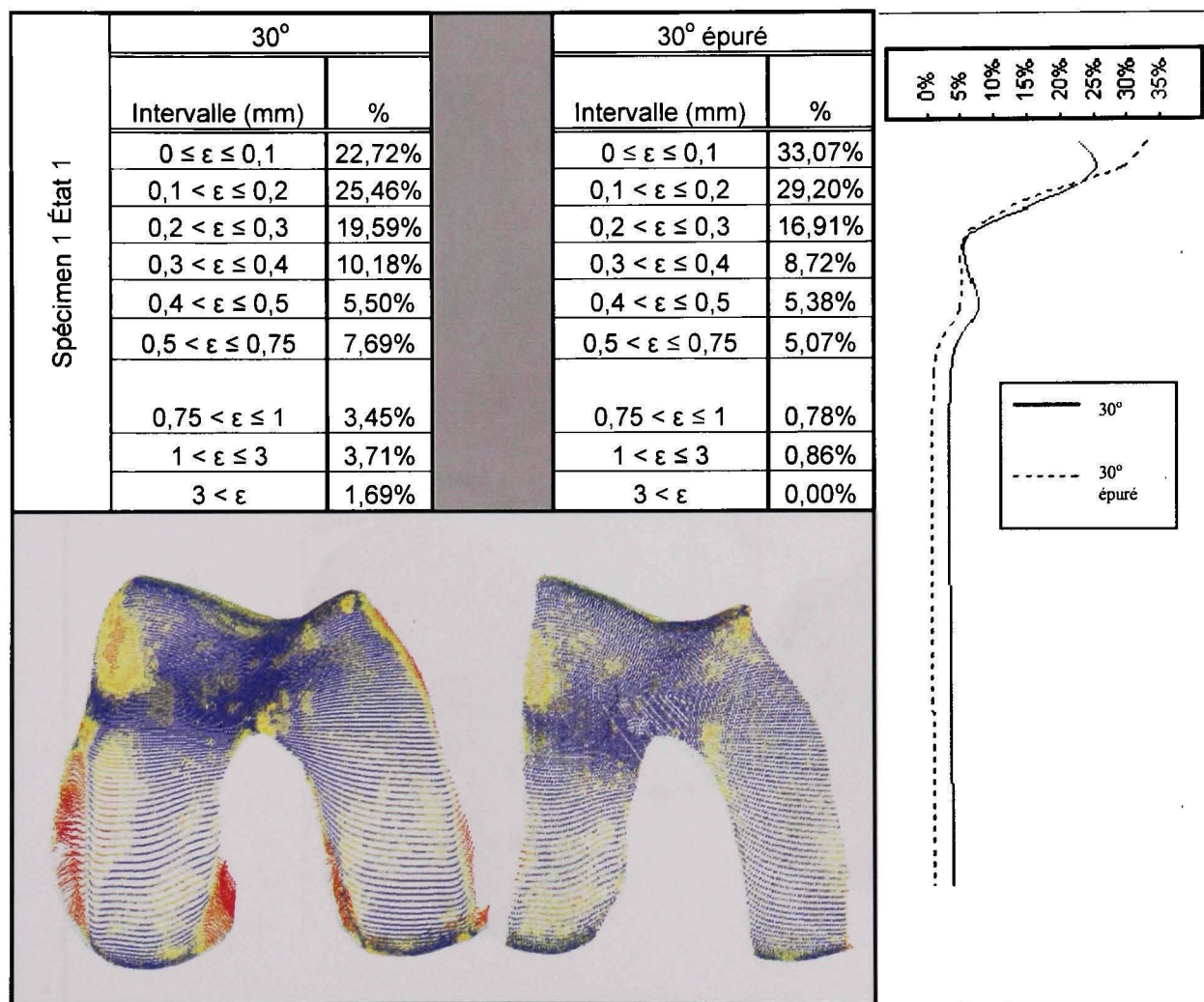


Figure 6.12 Évaluation des sections à haut niveau d'erreur spécimen 1, état 1, 30 degrés.

Tableau 6.4

Comparaison résultats spécimen 1, état 1, 30
degrés avec et sans les effets de bords (épuré).



Spécimen 1 : angle de 90 degrés

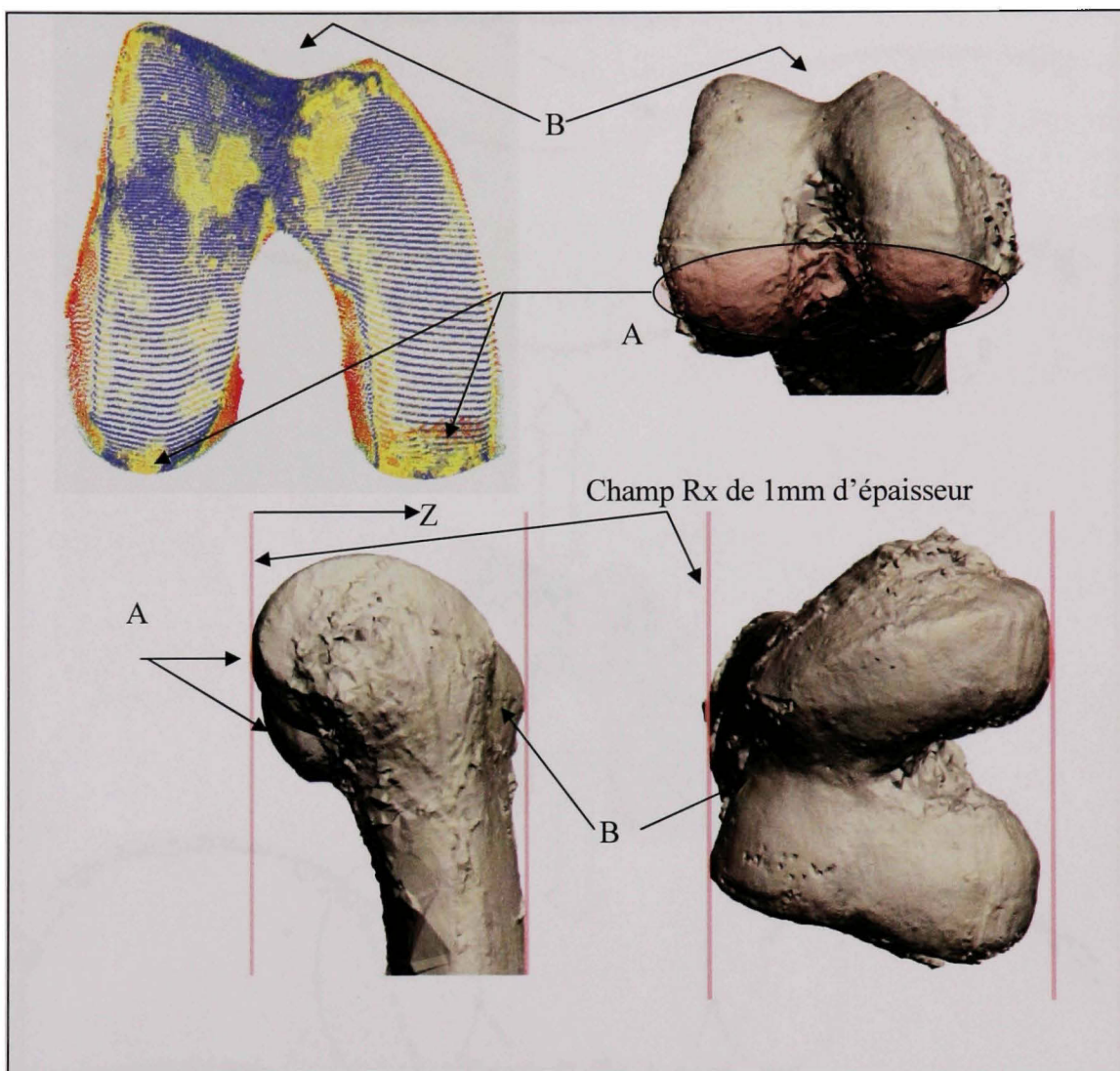


Figure 6.13 Spécimen 1 État 1 scan à 30 degrés, zone de flous.

Pour le spécimen qui est évalué avec un angle de 90 degrés, nous remarquons que les erreurs se retrouvent principalement sur la face patellaire du genou et sur la partie postérieure des condyles. Sur la Figure 6.13 nous retrouvons ces erreurs aux zones A et B. La Figure 6.14 nous présente encore une fois les effets de bords pour les sections A et B.

Nous trouvons que ceux-ci sont toujours très importants et influencent grandement la précision de la reproduction d'un genou.

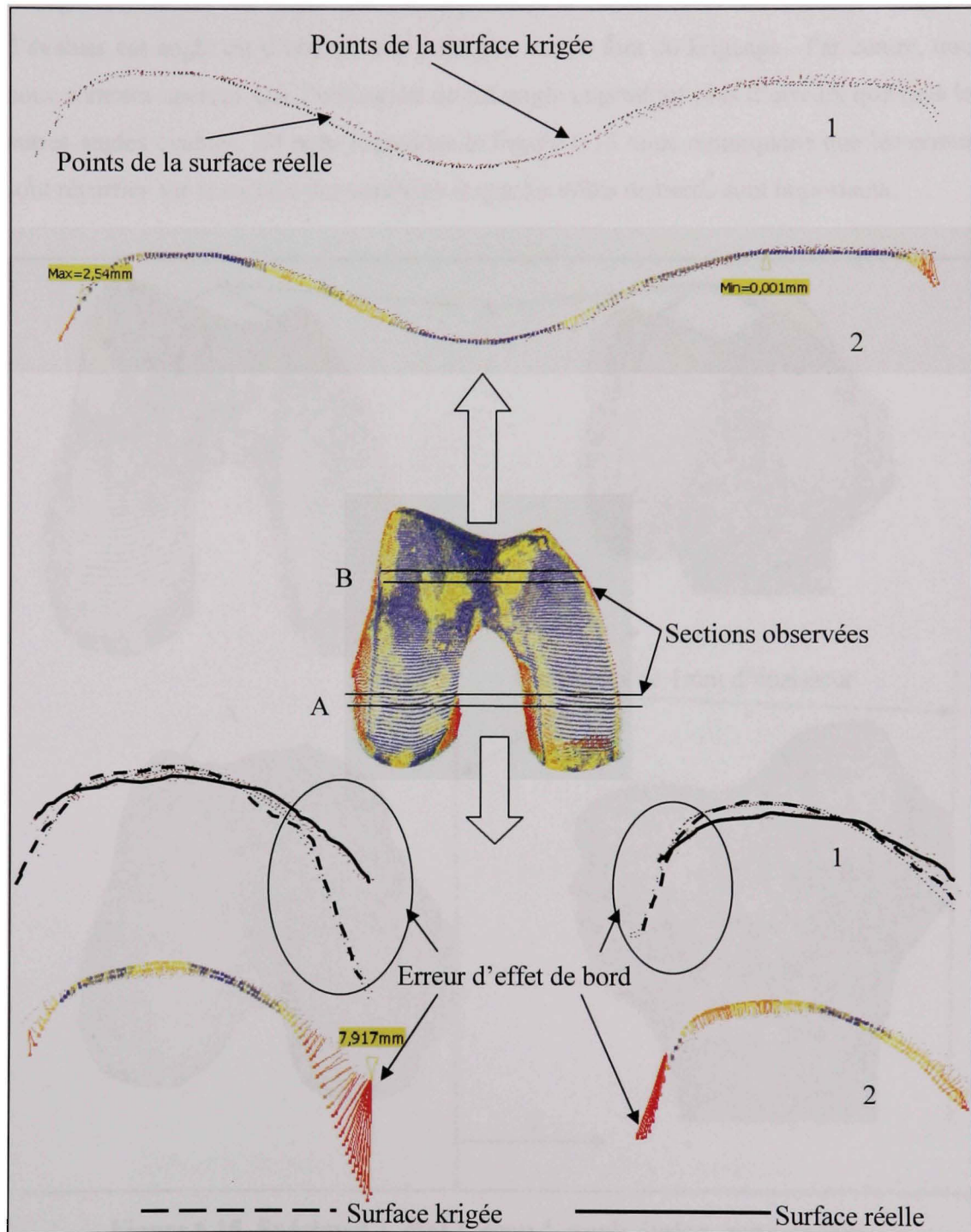


Figure 6.14 Section du nuage de points état 1 90 degrés.

Spécimen 1 : angle étalon

L'angle étalon est un angle qui est impossible à utiliser avec un patient. L'intérêt d'évaluer cet angle est d'obtenir une précision accrue lors du krigeage. Par contre, nous nous sommes aperçus que l'utilisation de cet angle engendrait plus d'erreurs que tous les autres angles évalués. Si nous regardons la Figure 6.15 nous remarquons que les erreurs sont réparties sur la surface des condyles et que les effets de bords sont importants.

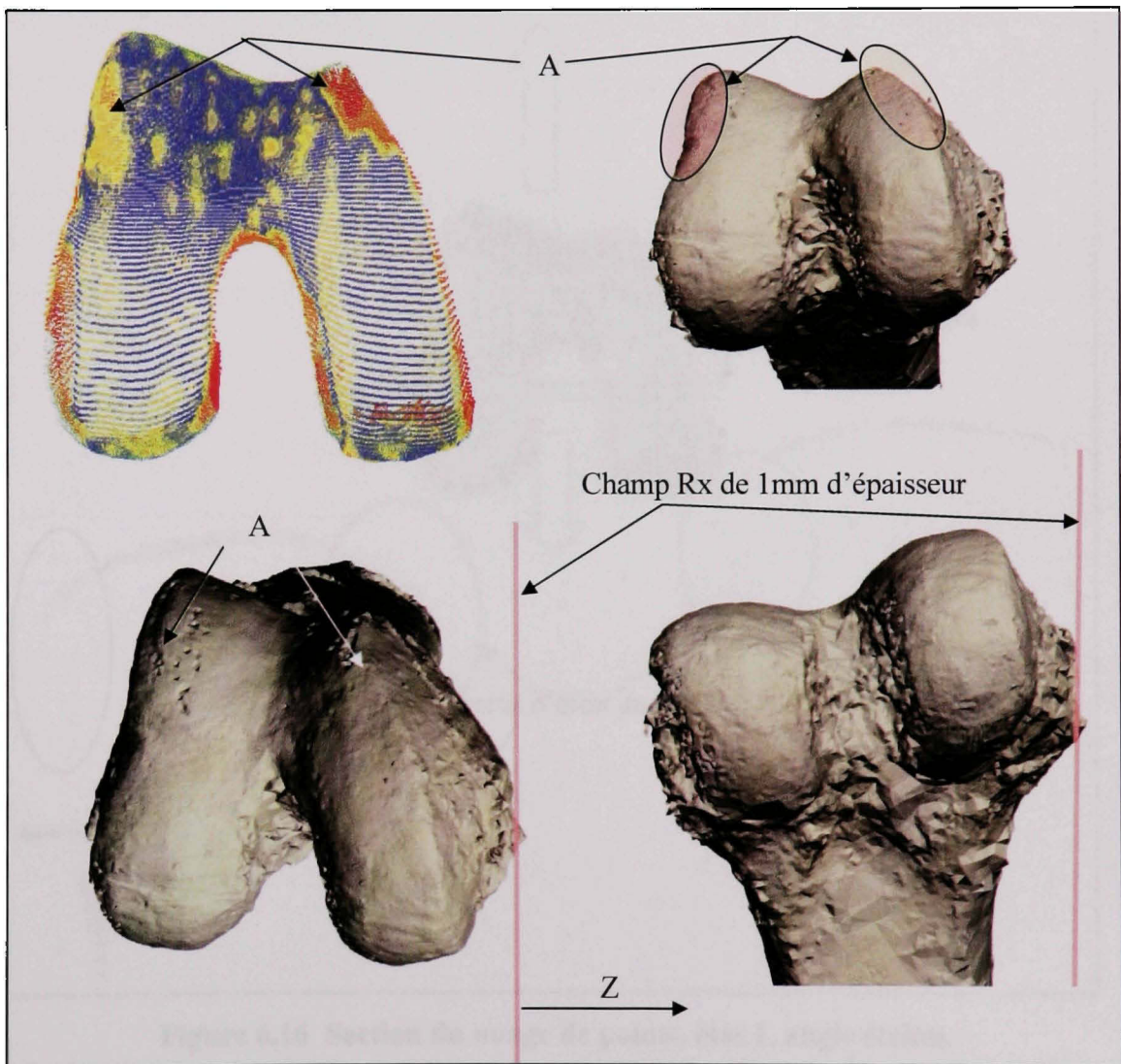


Figure 6.15 Spécimen 1, état 1, scan 1, angle étalon, zone de flou.

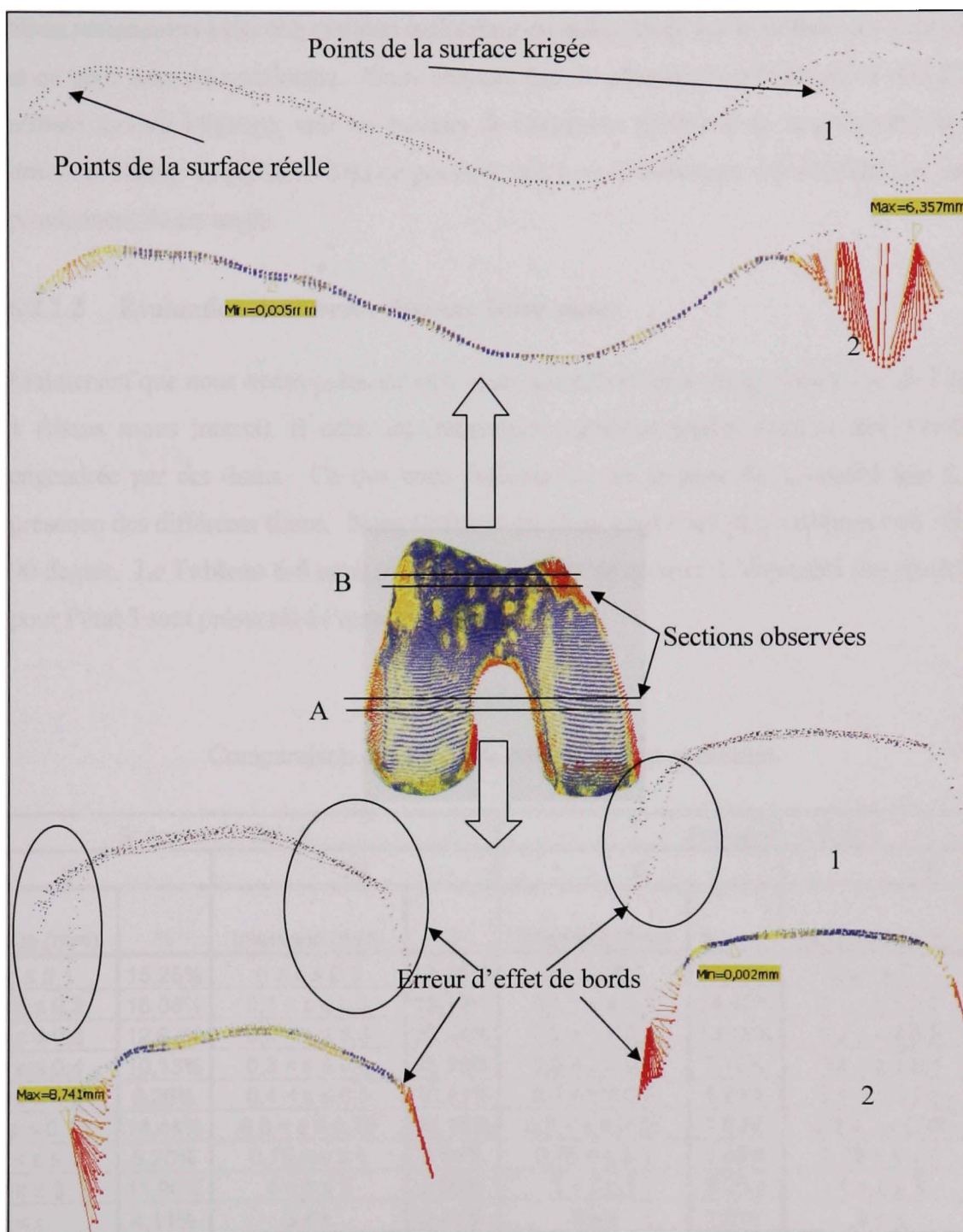


Figure 6.16 Section du nuage de points, état 1, angle étalon.

Nous remarquons aussi une certaine ondulation du nuage krigé sur la surface des condyles et ce pour tous les spécimens. Nous croyons que ce phénomène résulte de la direction utilisée lors du krigeage, voir les travaux de Galarneau (2006) et de la proximité de la limite du champ du portail. Nous ne pouvons rien tirer d'intéressant des résultats qui nous proviennent de cet angle.

6.2.1.2 Évaluation de l'erreur due aux tissus mous

Maintenant que nous avons présenté les erreurs qui proviennent du spécimen 1 et de l'état 1 (tissus mous intacts), il nous est intéressant d'évaluer quelle pourrait être l'erreur engendrée par ces tissus. Ce que nous évaluons ici est la perte de la qualité due à la présence des différents tissus. Nous évaluons les deux angles les plus extrêmes soit : 0 et 90 degrés. Le **Tableau 6-5** nous présente les valeurs de ceux-ci. L'ensemble des résultats pour l'état 3 sont présentés à l'annexe 5.

Tableau 6-5

Comparaison état 1 et 3 de pour un même spécimen.

Spécimen 1, État 1				Spécimen 1, État 3			
0		90		0		90	
Intervalle (mm)	%	Intervalle (mm)	%	Intervalle (mm)	%	Intervalle (mm)	%
$0 \leq \varepsilon \leq 0,1$	15,25%	$0 \leq \varepsilon \leq 0,1$	11,66%	$0 \leq \varepsilon \leq 0,1$	28,75%	$0 \leq \varepsilon \leq 0,1$	41,14%
$0,1 < \varepsilon \leq 0,2$	16,08%	$0,1 < \varepsilon \leq 0,2$	19,92%	$0,1 < \varepsilon \leq 0,2$	24,40%	$0,1 < \varepsilon \leq 0,2$	26,76%
$0,2 < \varepsilon \leq 0,3$	12,63%	$0,2 < \varepsilon \leq 0,3$	20,44%	$0,2 < \varepsilon \leq 0,3$	13,12%	$0,2 < \varepsilon \leq 0,3$	11,91%
$0,3 < \varepsilon \leq 0,4$	10,13%	$0,3 < \varepsilon \leq 0,4$	15,59%	$0,3 < \varepsilon \leq 0,4$	7,79%	$0,3 < \varepsilon \leq 0,4$	5,12%
$0,4 < \varepsilon \leq 0,5$	9,26%	$0,4 < \varepsilon \leq 0,5$	10,41%	$0,4 < \varepsilon \leq 0,5$	4,50%	$0,4 < \varepsilon \leq 0,5$	2,61%
$0,5 < \varepsilon \leq 0,75$	14,44%	$0,5 < \varepsilon \leq 0,75$	13,15%	$0,5 < \varepsilon \leq 0,75$	7,80%	$0,5 < \varepsilon \leq 0,75$	3,30%
$0,75 < \varepsilon \leq 1$	6,20%	$0,75 < \varepsilon \leq 1$	2,54%	$0,75 < \varepsilon \leq 1$	3,45%	$0,75 < \varepsilon \leq 1$	1,87%
$1 < \varepsilon \leq 3$	11,90%	$1 < \varepsilon \leq 3$	5,86%	$1 < \varepsilon \leq 3$	8,38%	$1 < \varepsilon \leq 3$	6,12%
$3 < \varepsilon$	4,11%	$3 < \varepsilon$	0,41%	$3 < \varepsilon$	1,81%	$3 < \varepsilon$	1,17%

Nous pouvons remarquer qu'il y a une nette amélioration au niveau de la qualité du krigeage lorsque le cartilage est retiré. Nous pouvons évaluer que 63,5 % des points ont

un biais de moins de 0,5 mm pour l'état 1 du genou à 0°. Cette valeur augmente à 78.56 % pour l'état 3, une augmentation de près de 15 %. Si nous regardons l'angle de 90 degrés, nous pouvons calculer que 78,02 % des points se retrouvent sous la barre des 0,5 mm pour l'état 1. Cette valeur passe à 87,57 % pour l'état 3. Nous évaluons donc une augmentation de près de 10 % des points qui se situent sous le 0,5 mm. Nous remarquons aussi ce même type d'augmentation pour les deux autres spécimens. Nous estimons donc, tout de même, qu'en utilisant un bon angle, la différence reste moins importante et que cet angle joue un rôle primordial sur la précision de notre reproduction.

6.2.2 Spécimen 2 et 3

Pour les spécimens 2 et 3, nous ne ferons pas une analyse aussi exhaustive car les phénomènes présentés précédemment se retrouvent aussi sur ces deux autres cas. Par contre, il est intéressant de comparer le spécimen 2 qui est un sujet sans arthrose avec le spécimen 3 qui est un sujet atteint fortement. La comparaison est basée sur l'état 1 du genou qui ressemble à une situation réelle en clinique. En plus, nous évaluerons l'intérêt de verser le portail au lieu de placer à angle la jambe du patient.

La Figure 6.17 présente les résultats pour les spécimens 2 et 3. Nous pouvons remarquer que la surface des condyles du spécimen 3 présente beaucoup plus d'erreur que le spécimen 2 qui est beaucoup plus sain. Par contre, même si les résultats sont moins bons pour le cas 3 par rapport aux deux autres, nous sommes tout de même agréablement surpris de voir que ceux-ci sont très acceptables considérant l'état des condyles. Dans le pire des cas, près de 92 % des points se situent sous la barre du 1 mm que nous convoitions. Si nous comparons avec le spécimen 1, voir tableau 6.1, nous trouvons effectivement que les résultats de celui-ci se situent entre les deux autres comme prévu.

Spécimen 2

Spécimen 3

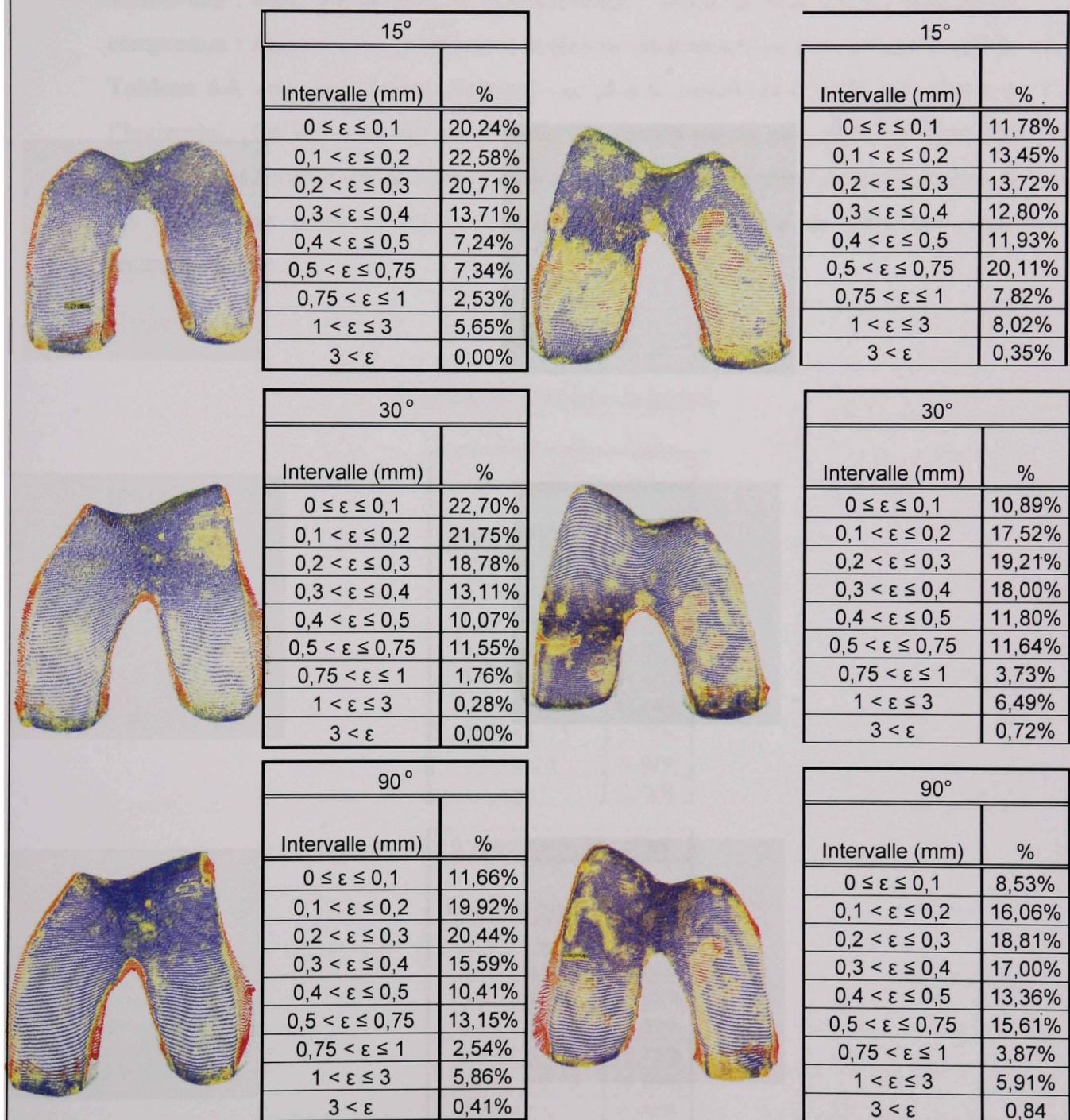


Figure 6.17 Comparaison spécimen 2 et 3 état 1.

Ainsi, pour terminer l'analyse de nos résultats, nous pouvons dire que l'angle de 30 degrés semble être l'angle qui présente le moins d'erreur. Même si nous avons trouvé qu'en compensant l'angle avec le portail nous obtenions relativement de bons résultats, voir le **Tableau 6.6**, nous avons aussi remarqué que plus le portail est à angle par rapport à l'horizontal, plus il y a de chance de créer des erreurs par la proximité à la limite du champ. Cette situation est similaire à celle de l'évaluation par rapport à l'angle étalon. Il est certain que plusieurs essais devraient être réalisés avant de faire une vraie recommandation.

Tableau 6.6

Évaluation de l'angle du portail.

30°	
Intervalle (mm)	%
$0 \leq \varepsilon \leq 0,1$	10,89%
$0,1 < \varepsilon \leq 0,2$	17,52%
$0,2 < \varepsilon \leq 0,3$	19,21%
$0,3 < \varepsilon \leq 0,4$	18,00%
$0,4 < \varepsilon \leq 0,5$	11,80%
$0,5 < \varepsilon \leq 0,75$	11,64%
$0,75 < \varepsilon \leq 1$	3,73%
$1 < \varepsilon \leq 3$	6,49%
$3 < \varepsilon$	0,72%

0°spécimen+30° portail	
Intervalle (mm)	%
$0 \leq \varepsilon \leq 0,1$	10,79%
$0,1 < \varepsilon \leq 0,2$	14,52%
$0,2 < \varepsilon \leq 0,3$	13,88%
$0,3 < \varepsilon \leq 0,4$	14,52%
$0,4 < \varepsilon \leq 0,5$	12,75%
$0,5 < \varepsilon \leq 0,75$	19,99%
$0,75 < \varepsilon \leq 1$	6,48%
$1 < \varepsilon \leq 3$	6,94%
$3 < \varepsilon$	0,13%

CHAPITRE 7

RECOMMANDATIONS ET CONCLUSION

Nous avons vu au chapitre 1 que l'approche du docteur Gariépy, jumelée à des techniques modernes d'imagerie et de fabrication, permettra éventuellement de faciliter l'intervention chirurgicale des patients atteints d'arthrose. Le grand avantage de la prothèse personnalisée est qu'elle est fabriquée de façon à épouser les contours des condyles de l'articulation en minimisant l'ablation de l'os. Au chapitre 2, nous avons présenté les étapes proposées pour la fabrication semi-automatique d'une prothèse personnalisée; en voici un rappel : la prise d'image du genou du patient par tomodensitométrie RX, la restauration et la segmentation des contours du genou, le krigeage des contours pour obtenir un modèle mathématique du genou et la fabrication de la prothèse par prototypage rapide.

L'objectif principal de cette étude était d'élaborer une méthode afin d'évaluer la précision de la chaîne de traitement numérique lors de la reproduction de genoux cadavériques humains et en faire l'évaluation. Nous avons aussi comme objectifs secondaires l'évaluation des impacts de trois paramètres, soient : le filtre de reconstruction et l'évaluation de l'angle idéal du genou d'un patient lors la prise d'images. En plus, comme objectifs secondaires, nous avons évalué la précision du procédé de fabrication par prototypage rapide de type FDM lors de la reproduction de genoux et les outils chirurgicaux développés par l'équipe de recherche.

Nous avons donc proposé deux méthodes d'évaluation complémentaires. La première, présentée au chapitre 4.5.1, était l'approche surfacique. Celle-ci consistait à comparer l'ensemble de la surface des condyles krigée avec un nuage de point pris directement, par MMT, sur le spécimen cadavérique. Ensuite, nous avons fait une visualisation en coupe des nuages, présentée au chapitre 4.5.2, qui visait à observer localement les variations

entre les surfaces. Nous avons présenté aussi, dans cette même section, les différents fantômes qui nous ont permis d'évaluer les objectifs secondaires.

Suite à nos résultats et analyses du chapitre 6 nous pouvons conclure, en tenant compte de certaines recommandations présentées plus loin, que notre procédé de reproduction est assez précis qu'il permet de faire un duplicata d'un genou humain avec une divergence de moins de 1 mm. Les résultats du chapitre 6 nous montrent, qu'en général, plus de 90% des surfaces se retrouvent à l'intérieur de cet intervalle. C'est avec le filtre appelé "oreille" que nous avons obtenus les meilleurs résultats. Par contre, nous avons remarqué des erreurs importantes sur les côtés des condyles krigés. Ces erreurs, provoquées par les effets de bord, viennent influencer grandement la qualité de la prothèse et, dans certains cas, rendent impossible son utilisation. Nous suggérons donc de raffiner quelque peu la méthode de krigeage afin d'éliminer cette situation.

Dans un deuxième ordre, lors de la prise d'image du genou d'un patient, nous proposons l'utilisation d'un angle qui se situerait près de 30 degrés, tout dépendant de la particularité morphologique du patient et de sa mobilité au niveau du genou. Cet angle nous semble plus précis que les autres étudiés lorsque la jambe du patient est orientée à 30 degrés plutôt que de faire pivoter le portail. Nous en venons aussi à la conclusion que même un genou atteint d'une arthrose importante pourrait probablement être un candidat pour une prothèse personnalisée.

Suite à ces conclusions, nous souhaitons faire quelques recommandations afin d'aider à la suite des travaux. Ainsi, une de nos premières recommandations propose de faire l'étude sur une vingtaine de spécimens. Ceci aurait comme but l'obtention d'un échantillonnage plus important et ainsi, une évaluation plus représentative des erreurs. En plus, il aurait été intéressant de pouvoir évaluer la qualité de reproduction de plusieurs spécimens dont le niveau d'arthrose aurait été similaire. Notre étude aurait donc été plus concluante si nous avions travaillé sur, et comparé, des cas semblables. Dans notre situation nous avons pu voir trois états dégénératifs très différents.

Notre deuxième recommandation nous rapporte à l'évaluation destructive. En fait, l'évaluation que nous venons de faire est incomplète et nécessite la création de vrais prothèses et l'évaluation de celles-ci lorsque positionnées sur les condyles. Cette évaluation permettrait de discerner et d'évaluer les effets de bords que nous venons de présenter au chapitre précédent. La méthode destructive, qui est présentée en annexe 2, est une étape obligatoire et nécessaire avant de passer à l'étape in vivo de notre étude.

Notre troisième recommandation vise la méthode d'acquisition d'images à l'aide du tomographe. Nous avons utilisé une méthode dont les images sont prises en coupe par incrément de 1 mm. Dans les faits, nous voudrions exposer le moins possible le patient aux émissions Rx de l'appareil. Nous devrions donc faire des essais avec un même spécimen en augmentant l'incrément. En plus, nous devrions faire l'évaluation de l'acquisition d'images en mode hélicoïdale. Cette méthode permet de faire une acquisition de façon très rapide avec un rayonnement minimum. Elle est une représentation plus réaliste de ce qui est utilisé en clinique sur des patients réels.

Concernant les outils chirurgicaux présentés au chapitre 5, nous suggérons d'évaluer plus en profondeur leur efficacité. Nous avons vu qu'ils étaient efficaces pour enlever une bonne partie des condyles mais qu'ils laissaient une portion de ceux-ci intact dans la région antérieure, voir Figure 5.7. Nous suggérons donc un éventuel approfondissement de la fonction de l'outil qui se réaliserait simultanément sur la vingtaine de spécimens cadavériques recommandés lors de la poursuite de l'étude actuelle (Voir recommandation 1). Ceci permettrait à l'équipe d'appriivoiser l'outil, de faire certains ajustements et d'offrir un instrument qui répondrait précisément à la demande.

La dernière recommandation vise à permettre l'optimisation de la position de la jambe du patient. Lorsque nous avons évalué les angles, nous nous basions sur le gabarit de positionnement. Par contre, sachant que chaque patient a une géométrie du genou différente et qu'il est pratiquement impossible de deviner celle-ci, nous suggérons de faire un rayon X de l'articulation avant de scanner le patient avec le tomographe. L'image

obtenue permettrait au technicien de connaître la géométrie exacte du genou du patient. Cette notion permettrait à ce dernier de corriger la position de la jambe du patient dans le tomographe dans le but de maximiser la précision du krigeage.

Somme toute, ce travail nous présente des résultats forts intéressants et très encourageants. La prothèse personnalisée est un projet qui pourrait susciter beaucoup d'intérêt dans le monde de la chirurgie orthopédique. Son approche est beaucoup moins invasive que celle de la prothèse totale. D'un point de vue économique, elle représente un potentiel de gain pour le système de santé québécois et canadien. Elle pourrait aider à diminuer les temps de chirurgie et d'attente ce qui offrirait ainsi un coût de revient beaucoup moins élevé. La prothèse personnalisée pourrait se saisir d'une bonne part du marché des prothèses en très peu de temps. Elle est beaucoup plus facile à utiliser que la prothèse totale et elle nécessite moins de temps d'apprentissage pour le chirurgien. La prothèse personnalisée présente donc un avenir social et économique prometteur.

ANNEXE I

FABRICATION PAR PROTOTYPAGE RAPIDE

La fabrication par prototypage rapide donne la possibilité de réaliser, dans un temps relativement court, une représentation physique d'un modèle CAO tridimensionnel. Plusieurs techniques sont employées ; polymérisation, laminage, frittage et dépôt de matières. Par contre, tous fonctionnent en associant des couches successives de matières. Dans le cas de la recherche présente, nous travaillons avec une machine qui fonctionne par dépôt, Figure 1 (fused deposition modeling, FDM). Dans notre cas, la matière extrudée et déposée est un plastique ABS. Le dépôt se fait par extrusion à l'aide d'une tête chauffante qui se déplace dans le plan X, Y et la pièce est construite sur un plateau qui se déplace en Z. Sachant que nous allons reproduire les spécimens à l'aide de cette technologie, il devenait important de vérifier la précision de la machine avec laquelle nous allons travailler. Pour nous permettre cette évaluation, nous avons donc construit ce que nous appelons un fantôme. La machine que nous utilisons est une Prodigy plus de Stratasys.

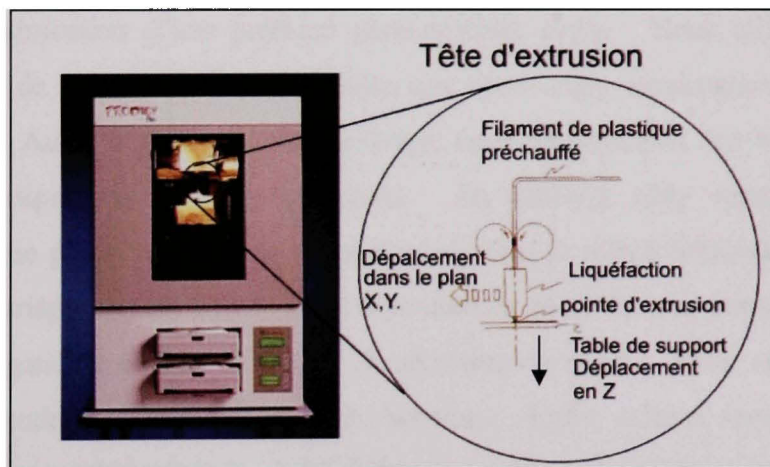


Figure 1 Principe d'une machine de prototypage rapide par dépôt de matières.

ANNEXE II

ÉVALUATION DE LA QUALITÉ DE LA CHAÎNE DE TRAITEMENT PAR MÉTHODE DESTRUCTIVE

Nous divisons cette méthode en quatre parties :

1. Fabrication d'une prothèse à partir de la reproduction du genou.
2. Assemblage de la prothèse avec le vrai genou.
3. Fixation.
4. Enveloppage.
5. Coupe sagittale.
6. Observation microscopique.

1. Fabrication de la prothèse

Cette étape, en plus de nous permettre d'évaluer l'algorithme, nous permettra d'évaluer la méthode de fabrication d'une prothèse personnalisée réelle. Nous utiliserons ici les grandes lignes de la méthode de fabrications que nous avons développées pour produire une prothèse. Ainsi, à partir du modèle krigé, nous fabriquerons une reproduction du genou cadavérique par prototypage rapide. En utilisant cette reproduction, nous fabriquerons une prothèse réelle en usant sensiblement la même méthode originale que celle du Dr. Gariépy. Ainsi, à partir de la reproduction en ABS, nous aurons la possibilité de faire un négatif en cire de la surface condylienne du genou. Cette cire sera ensuite taillée pour prendre la forme des condyles fémoraux. Enfin, celle-ci servira à fabriquer, par fonderie, une prothèse dont la surface intérieure sera le négatif des condyles fémoraux du genou étudié. Il faut noter que la surface extérieure d'une vraie prothèse devrait être polie. Par contre, sachant que le but n'est pas de faire une vraie prothèse, nous ne considérons pas important, dans le cas qui nous occupe, la finition extérieure de celle-ci. La compagnie BEGO en Allemagne, compagnie spécialisée dans la fabrication de

prothèse dentaire, s'est proposée pour faire les prothèses. Ceux-ci peuvent fabriquer les prothèses par prototypage rapide directement par la méthode de cire perdue présentée plus haut. Nous considérons important d'évaluer les deux méthodes de fabrication car éventuellement, nous voudrions avoir la possibilité de fabriquer la prothèse directement sans l'intermédiaire d'une reproduction du genou.

2. Assemblage

La partie assemblage est divisée en deux étapes :

1. Fixer la prothèse sur le genou.
2. Envelopper le tout dans de l'acrylique.

3. Fixation

Cette étape est relativement simple, nous cherchons à fixer la prothèse sur la partie fémorale du genou. Contrairement à une vraie intervention chirurgicale, la prothèse sera ici colée en place et non vissée. Ceci simplifiera la coupe que nous devons effectuer par la suite. Une mince couche de colle est apposée sur la surface intérieure de la prothèse ainsi que sur la surface des condyles fémoraux. Nous considérons utiliser une colle de type époxyde qui permet une bonne adhérence entre le genou et le métal. La prothèse est apposée à l'endroit précis des condyles fémoraux. Les géométries complexes de ces deux surfaces nous aideront au positionnement de l'une par rapport à l'autre.

4. Enveloppement

Sachant que nous devons faire des coupes précises dans les spécimens à l'aide d'une scie de précision, il nous faut contourner la difficulté de serrage d'une géométrie complexe que représentent les genoux. Pour remédier à cette difficulté, nous considérons faire un moule rectangulaire assez grand pour contenir la partie fémorale du genou. Par la suite, le moule sera rempli d'acrylique qui, en polymérisant, enveloppera le spécimen. Une géométrie

plus simple sera plus facile à maintenir dans les mords de la scie. La Figure1 nous présente ce montage.

5. Coupe sagittale

Cette partie de l'évaluation consiste à couper l'ensemble, prothèse et genou, en des coupes sagittales. Les coupes seront faites par une compagnie externe sous contrat. Ceux-ci feront des coupes à l'aide d'une scie de précision qui ne causera aucune déformation au niveau des surfaces à évaluer. Ces scies permettent aussi à l'utilisateur de contrôler l'épaisseur des coupes à l'aide d'un système de déplacement latéral micrométrique. Ayant discuté avec les techniciens de cette firme, ceux-ci nous ont affirmé que l'épaisseur minimale d'une coupe devrait être d'environ 2 à 3 mm avec un espace plus important entre chaque coupe. Il est estimé qu'un genou moyen de 70 mm de largeur nous donnerait environ quinze coupes à évaluer. Connaissant les zones qui sont plus à risques, nous devons choisir avec attention les endroits où il nous semble plus important de quantifier les erreurs.

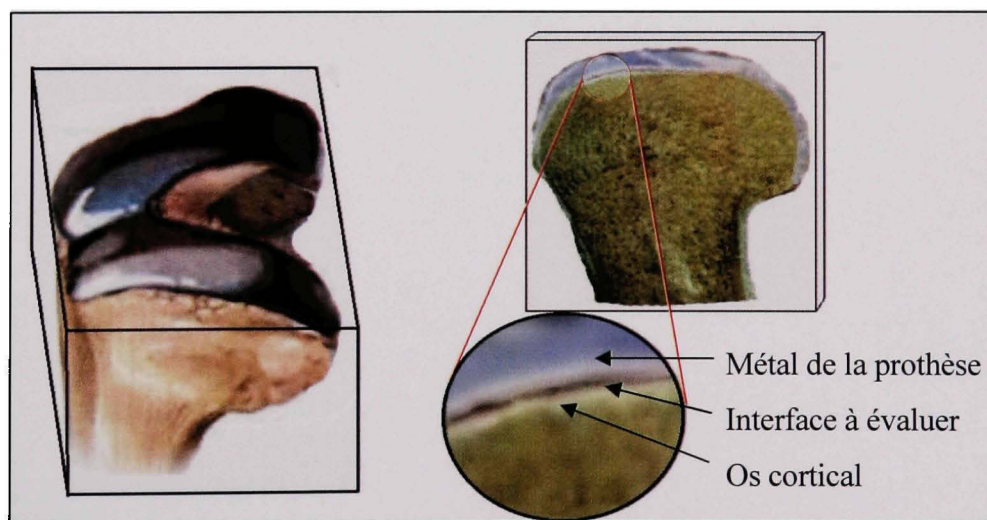


Figure 1 Évaluation des surfaces en contact.

6. Observation microscopique

Suite à l'étape précédente, chacune des coupes seront observées au microscope. Nous visons à discerner les déviations qui dépassent 1 mm. Pour atteindre cet objectif nous utiliserons un logiciel d'analyse d'images. Après calibration, ce logiciel permet une panoplie d'application de mesures comme le calcul de surfaces, de longueurs, d'angles, etc. La figure suivante présente les outils standards pour l'analyse micrographique d'image.



Figure 2 Système utilisé pour visualiser les interfaces.

ANNEXE III

ÉLECTRODES

Les électrodes ont été conçues pour permettre au chirurgien de les utiliser comme grattoir de cartilage et non comme instrument de coupe simple. Les électrodes peuvent être utilisées en poussant ou en tirant grâce à leur double surface de coupe, intérieure et extérieure. Ces électrodes sont utilisables avec n'importe quel générateur électrocautère et sont conçues pour être utilisées avec un porte électrode standard. La figure suivante présente les électrodes utilisées.

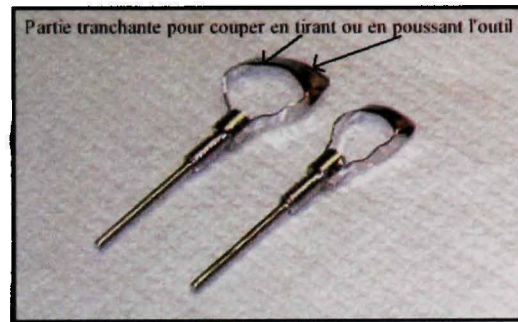


Figure 1 Électrodes

ANNEXE IV

RÉGULATEUR D'IMPÉDANCE

Pour nous permettre d'utiliser l'électrocautère sur les spécimens cadavériques relativement petits, les ingénieurs du département de génie médical de l'hôpital Notre-Dame nous ont fabriqué un régulateur d'impédance. La Figure 1 nous présente l'instrument de régulation installé sur le générateur. En fait, la valeur ohmique engendrée par les spécimens cadavériques de petite taille est trop basse pour générer un courant d'une assez bonne intensité pour permettre la coupe.

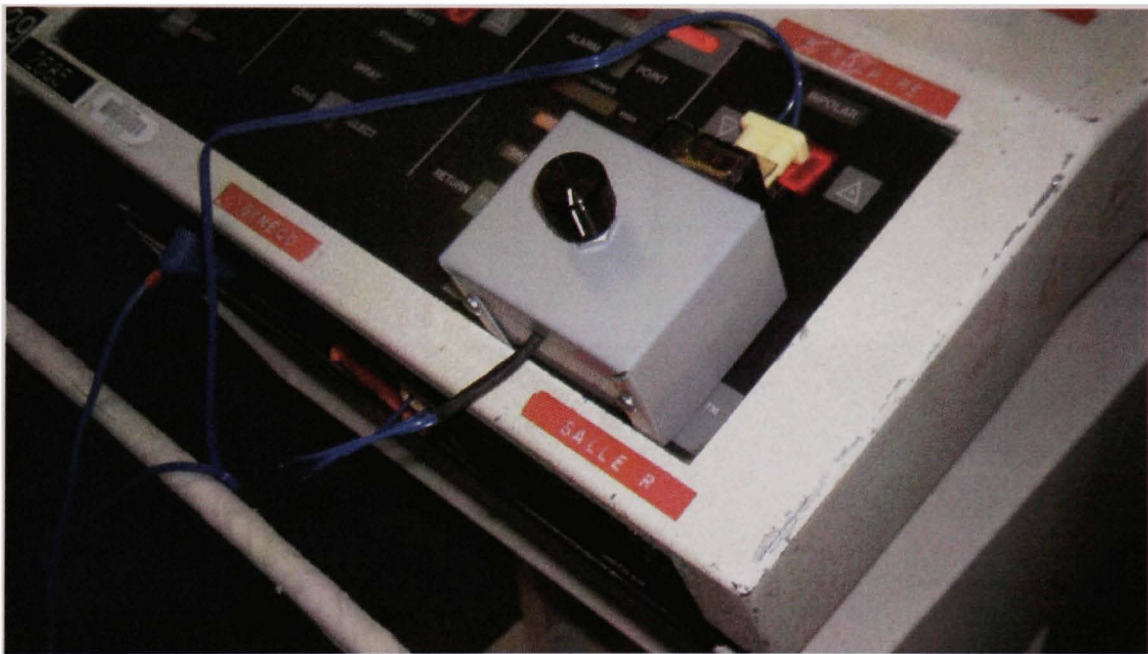


Figure 1 Régulateur d'impédance.

ANNEXE V

RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX : ÉTAT 3

Tableau 1

Spécimen 1, état 3

angle	0°		30°		90°	
Spécimen 1 État 3	discriminant(mm)	%	discriminant(mm)	%	discriminant(mm)	%
	0 ≤ 0,1	28,75%	0 ≤ 0,1	21,16%	0 ≤ 0,1	41,14%
	0,1 ≤ 0,2	24,40%	0,1 ≤ 0,2	21,15%	0,1 ≤ 0,2	26,76%
	0,2 ≤ 0,3	13,12%	0,2 ≤ 0,3	16,85%	0,2 ≤ 0,3	11,91%
	0,3 ≤ 0,4	7,79%	0,3 ≤ 0,4	10,20%	0,3 ≤ 0,4	5,12%
	0,4 ≤ 0,5	4,50%	0,4 ≤ 0,5	6,42%	0,4 ≤ 0,5	2,61%
	0,5 ≤ 0,75	7,80%	0,5 ≤ 0,75	7,41%	0,5 ≤ 0,75	3,30%
	0,75 ≤ 1	3,45%	0,75 ≤ 1	3,16%	0,75 ≤ 1	1,87%
	1 ≤ 3	8,38%	1 ≤ 3	9,44%	1 ≤ 3	6,12%
	3 +	1,81%	3 +	4,21%	3 +	1,17%
	Étalon					
	discriminant(mm)	%				
	0 ≤ 0,1	41,72%				
	0,1 ≤ 0,2	26,83%				
	0,2 ≤ 0,3	12,14%				
	0,3 ≤ 0,4	5,08%				
	0,4 ≤ 0,5	2,55%				
	0,5 ≤ 0,75	3,30%				
	0,75 ≤ 1	1,74%				
	1 ≤ 3	5,68%				
	3 +	0,96%				

Tableau 2
Spécimen 2, état 3

angle	15°		30°		90°	
Spécimen 2 État 3	discriminant(mm)	%	discriminant(mm)	%	discriminant(mm)	%
	0 ≤ 0,1	20,24%	0 ≤ 0,1	31,65%	0 ≤ 0,1	11,66%
	0,1 ≤ 0,2	22,58%	0,1 ≤ 0,2	30,78%	0,1 ≤ 0,2	19,92%
	0,2 ≤ 0,3	20,71%	0,2 ≤ 0,3	18,88%	0,2 ≤ 0,3	20,44%
	0,3 ≤ 0,4	13,71%	0,3 ≤ 0,4	9,25%	0,3 ≤ 0,4	15,59%
	0,4 ≤ 0,5	7,24%	0,4 ≤ 0,5	4,28%	0,4 ≤ 0,5	10,41%
	0,5 ≤ 0,75	7,34%	0,5 ≤ 0,75	3,34%	0,5 ≤ 0,75	13,15%
	0,75 ≤ 1	2,53%	0,75 ≤ 1	1,17%	0,75 ≤ 1	2,54%
	1 ≤ 3	5,65%	1 ≤ 3	0,64%	1 ≤ 3	5,86%
	3+	0,00%	3+	0,01%	3+	0,41%
	Étalon					
	discriminant(mm)	%				
	0 ≤ 0,1	19,83%				
	0,1 ≤ 0,2	19,89%				
	0,2 ≤ 0,3	16,69%				
	0,3 ≤ 0,4	11,68%				
	0,4 ≤ 0,5	6,45%				
	0,5 ≤ 0,75	6,40%				
	0,75 ≤ 1	3,13%				
	1 ≤ 3	8,15%				
	3+	5,78%				

Tableau 3
Spécimen 3, état 3

angle	0°		30°		90°	
Spécimen 3 État 3	discriminant(mm)	%	discriminant(mm)	%	discriminant(mm)	%
	0 ≤ 0,1	9,42%	0 ≤ 0,1	7,32%	0 ≤ 0,1	11,29%
	0,1 ≤ 0,2	14,52%	0,1 ≤ 0,2	16,20%	0,1 ≤ 0,2	18,42%
	0,2 ≤ 0,3	15,42%	0,2 ≤ 0,3	19,56%	0,2 ≤ 0,3	20,93%
	0,3 ≤ 0,4	15,07%	0,3 ≤ 0,4	18,35%	0,3 ≤ 0,4	16,80%
	0,4 ≤ 0,5	12,96%	0,4 ≤ 0,5	14,05%	0,4 ≤ 0,5	12,58%
	0,5 ≤ 0,75	19,05%	0,5 ≤ 0,75	14,29%	0,5 ≤ 0,75	13,23%
	0,75 ≤ 1	5,82%	0,75 ≤ 1	4,66%	0,75 ≤ 1	2,73%
	1 ≤ 3	5,88%	1 ≤ 3	4,81%	1 ≤ 3	4,00%
	3 +	1,41%	3 +	0,75%	3 +	0,02%
	Étalon					
	discriminant(mm)	%				
	0 ≤ 0,1	11,99%				
	0,1 ≤ 0,2	18,50%				
	0,2 ≤ 0,3	18,93%				
	0,3 ≤ 0,4	16,29%				
	0,4 ≤ 0,5	13,10%				
	0,5 ≤ 0,75	16,05%				
	0,75 ≤ 1	2,38%				
	1 ≤ 3	2,71%				
	3 +	0,05%				

BIBLIOGRAPHIE

- Barratt, D. C., A. H. Davies, et al. (2001). "*Accuracy of an electromagnetic three-dimensional ultrasound system for carotid artery imaging.*" Ultrasound in Medicine and Biology **27**(10): 1421-1425.
- Berg, S., H. Torp, et al. (2000). "*Accuracy of in-vitro volume estimation of small structures using three-dimensional ultrasound.*" Ultrasound in Medicine and Biology **26**(3): 425-432.
- Boucherat, A.(1997). "*Estimation de la surface osseuse de l'articulation du genou*" École polytechnique de montréal, Montréal
- Bourdet, P., Clément, A. (1976). "*Control of a surface with a 3 axis measuring machine.*" Annals of CIRP vol. 25 : 354-361.
- Capponi, V. (2000). "*Évaluation de la précision d'interpolation par krigeage de profils (obtenus par tomographie) d'une pièce étalon.*" École de Technologie de Montréal, Montréal.
- Chatelain J. F., (2005). "*A level based optimization algorithm for complex part localization.*" Precision Engineering **29**: 197-207.
- Choi, W., T. R. Kurfess, (1998). "*Uncertainty of extrem fit evaluation for three dimensional measurement data analysis.*" Computer aided design **30**(7): 549-557.
- Cousineau, J. (1998). "*Rapport de stage II*" École de Technologie supérieure de Montréal, Montréal.
- Cyr, C. (2000). "*Évaluation de la précision du krigeage*" École de Technologie de Montréal, Montréal.
- Doré, S.(1984). "*Utilisation des techniques de tomographie et de fabrication assistées par ordinateur pour la fabrication de prothèses personnalisées.*" École Polytechnique de Montréal, Montréal
- Doré, S. (1992). "*Experimental identification of X-ray characteristics for an improved understanding of image processing.*" McGill University, Montréal.
- Elke, R. (2002). "*Arthrose: Indications à la prothétique.*" Forum Med Suisse **25** (19 juin 2002): 607-608.

- Fenster, A., S. Tong, et al. (1998). "*Three-dimensional ultrasound imaging system for prostate cancer diagnosis and treatment.*" IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement **47**(6): 1439-1447.
- Fontenla, E., G. Mageras, et al. (2000). "*Quantifying the accuracy of affine transformations for modeling organ motion variabilities in external beam radiotherapy of prostate cancer.*" Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings, Chicago, IL.
- Galarneau, B. (2006). "*Fabrication de prothèse personnalisées du genou à partir d'images tomodensitométrique –Étude et validation d'une chaîne de traitements numériques sur spécimens cadavériques*" École polytechnique de montréal, Montréal.
- Grifo, D. (2002). "*Rapport de stage: conception et fabrication d'un gabarit pour le positionnement fin de spécimens cadavériques dans un tomodensitomètre à rayon X*" École de technologie supérieure, Montréal.
- He, P., K. Xue, et al. (1999). "*Test of a vertical scan mode in 3-D imaging of residual limbs using ultrasound.*" Journal of Rehabilitation Research and Development **36**(2): 86-93.
- Jensen, J., J. Kragsskov, et al. (1998). "*Volumetry of bone grafts by three-dimensional computed tomographic reconstruction: an animal study in the minipig.*" Dentomaxillofac Radiol **27**(1): 41-44.
- Kirk, E., Smith, K. C. Paul, et al. (2001). "*Precision and Accuracy of Computed Tomography Foot Measurements.*" Arch Phys Med Rehabil 2001 **82**: 925-929.
- Leotta, D. and R. Martin (2000). "*Three-dimensional ultrasound imaging of the rotator cuff: spatial compounding and tendon thickness measurement.*" Ultrasound Med Biol 2000 **26**(4): 509-525.
- Liu, J.-B., L. S. Miller, et al. (2000). "*Validation of volume measurements in esophageal pseudotumors using 3D endoluminal ultrasound.*" Ultrasound in Medicine and Biology **26**(5): 735-741.
- Marval C. (2001) "*Détermination de la résistance à la fatigue dans les prothèses de recouvrement personnalisées*" École de technologie supérieure, Montréal.

- Menq, C., Chen F.L. (1996). "*Curve and surface approximation from CMM measurement data.*" Computers industriel engineering **30**(2): 211-225.
- Patel, V. V., M. W. Vannier, et al. (1996). "*Assessing craniofacial surgical simulation.*" IEEE Computer Graphics and Applications **16**(1): 46-54.
- Prevrhal, S., K. Engelke, et al. (1999). "*Accuracy limits for the determination of cortical width and density: the influence of object size and CT imaging parameters.*" Physics in Medicine and Biology **44**(3): 751-764.
- Song, C.K., S., W. Kim (1997). "*Reverse engineering: Autonomous digitization of free-formed surfaces on a CNC coordinate measuring machine.*" Int. J. machining tools and manufacturing **37**(7): 1041-1051.
- Viceconti, M., C. Zannoni, et al. (1999). "*CT data sets surface extraction for biomechanical modeling of long bones.*" Computer Methods and Programs in Biomedicine **59**(3): 159-166.
- Villain, Nicolas. "*Restauration markovienne tridimensionnelle d'image tomographiques: Application à la conception de prothèse personnalisées du genou*", École Polytechnique de Montréal, Montréal 1997.
- www.nlm.nih.gov, National library of medicine
- www.vh.org, "*Total Knee Replacement: A Patient Guide*", Virtual hospital, The University of Iowa, Iowa 1983.
- Zannoni, C., M. Viceconti, et al. (1997). "*Evaluation of CT accuracy in orthopaedic implants geometry reconstruction.*" Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings **4**: 1862-1864.
- Zannoni, C., M. Viceconti, et al. (1998). "*Analysis of titanium induced CT artifacts in the development of biomechanical finite element models.*" Medical Engineering & Physics **20**(9): 653-659.